(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2024-0135750
(43) 공개일자 2024년09월12일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61M 60/825 (2021.01) *A61M 60/13* (2021.01)
A61M 60/221 (2021.01) *A61M 60/422* (2021.01)
A61M 60/804 (2021.01)
(52) CPC특허분류
A61M 60/825 (2023.05)
A61M 60/13 (2021.01)
(21) 출원번호 10-2024-7021535
(22) 출원일자(국제) 2023년01월25일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2024년06월27일
(86) 국제출원번호 PCT/EP2023/051799
(87) 국제공개번호 WO 2023/144201
국제공개일자 2023년08월03일
(30) 우선권주장
22153924.0 2022년01월28일
유럽특허청(EPO)(EP)

(71) 출원인
아비오메드 유럽 게엠베하
독일 아헨 52074 노이엔호페 베그 3
(72) 발명자
케르크호프스, 볼프강
독일 아헨 52074 노이엔호페 베그 3 체/오 아비오메드 유럽 게엠베하
케이셀리츠, 엘렌
독일 아헨 52074 노이엔호페 베그 3 체/오 아비오메드 유럽 게엠베하
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
강명구

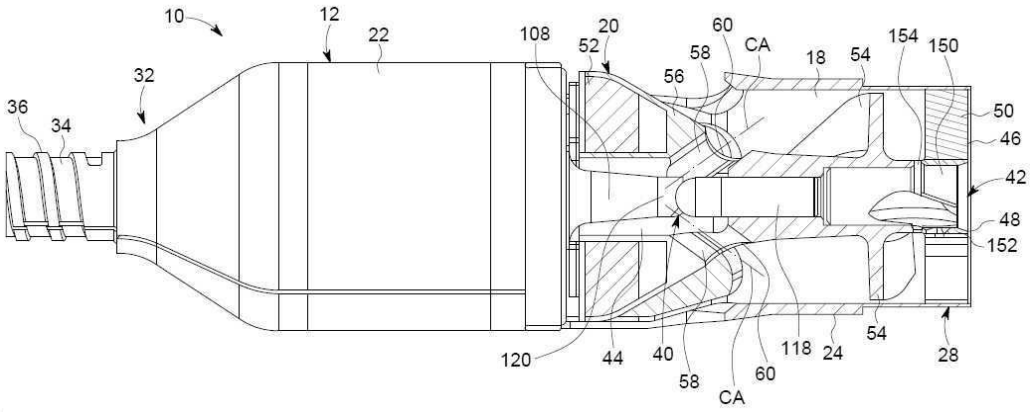
전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 발명의 명칭 **혈액 펌프**

(57) 요 약

본 발명은 혈액 펌프(10), 특히 혈관 내 혈액 펌프에 관한 것이다. 혈액 펌프(10)는 통로(18)에 의해 연결된 혈류 유입구(14)와 혈류 배출구(16)를 갖는 펌프 하우징(12), 상기 펌프 하우징(12)에 배치된 임펠러(20), 임펠러(20)를 구동하도록 구성된 구동 유닛(26) 및 임펠러(20)를 회전 가능하게 지지하는 베어링 배열(40, 42)을 포함하며, 상기 베어링 배열(40, 42)은 적어도 하나의 피벗 베어링(40)을 더 포함한다.

대 표 도 - 도5



(52) CPC특허분류
A61M 60/221 (2021.01)
A61M 60/422 (2021.01)
A61M 60/804 (2021.01)
(72) 발명자
베닝, 피에테
독일 아헨 52074 노이엔호페 베그 3 체/오 아비오 메드 유럽 게엠베하
그로스-하르트, 자샤
독일 아헨 52074 노이엔호페 베그 3 체/오 아비오 메드 유럽 게엠베하

명 세 서

청구범위

청구항 1

혈액 펌프(10), 특히 혈관내 혈액 펌프에 있어서:

혈액입구(14)와 혈액출구(16)가 통로(18)에 의해 연결되는 펌프하우징(12),

상기 펌프 하우징(12)에 배치된 임펠러(20),

임펠러(20)를 구동시키는 구동 유닛(26), 및

임펠러(20)를 회전 가능하게 지지하는 베어링 배열(40, 42)을 포함하고,

상기 베어링 배열(40, 42)은 적어도 하나의 피벗 베어링(40)을 포함하는 것을 특징으로 하는 혈액 펌프.

청구항 2

제 1항에 있어서, 상기 피벗 베어링(40)은 제 1 피벗 베어링 부재(118)와 제 2 피벗 베어링 부재(120)를 포함하며, 제 1 피벗 베어링 부재(118)는 제 2 피벗 베어링 부재(120)에 대해 피벗 가능하고,

상기 제 1 피벗 베어링 부재(118)는 제 1 접합부(122)를 포함하고, 상기 제 2 피벗 베어링 부재(120)는 제 2 접합 부분(132)를 포함하고,

제 1 피벗 베어링 부재(118)의 제 1 접촉부(122)는 제 2 피벗 베어링 부재(120)의 제 2 접합 부분(132)과 적어도 부분적으로 접촉하는 것을 특징으로 하는 혈액 펌프.

청구항 3

제 2항에 있어서, 제 1 피벗 베어링 부재(118)의 제 1 접촉 부분(122)은 구형 부분(124)을 포함하고, 제 2 피벗 베어링 부재(120)의 제 2 접합 부분(132)은 제 1 구형 캡(134)을 포함하고,

구형 부분(124)은 제 1 구형 캡(134)에 인접하고,

구형 부분(124)은 바람직하게는 제 1 반경을 갖고, 제 1 구형 캡(134)은 바람직하게는 제 2 반경을 가지며,

상기 제 2 반경은 바람직하게는 제 1 반경보다 큰 것을 특징으로 하는 혈액 펌프.

청구항 4

제3항에 있어서, 제 1 피벗 베어링 부재(118)는 지지 요소(128)와 볼(126)을 포함하고, 여기서 볼(126)은 지지 요소(128)에 인접하고 구형 부분(124)을 포함하고,

여기서 지지 요소(128)는 바람직하게는 제3 반경을 갖는 제 2 구형 캡(136)을 포함하고, 여기서 볼(126)은 바람직하게는 제 2 구형 캡(136)에 인접하고, 제3 반경은 바람직하게는 제 1 반경보다 큰 것을 특징으로 하는 혈액 펌프.

청구항 5

제4항에 있어서, 볼(126)은 지지 요소(128)에 고정되는 것을 특징으로 하는 혈액 펌프.

청구항 6

제 2항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서, 제 1 피벗 베어링 부재(118)의 제 1 접합부(122)는 적어도 하나의 제 1 컷 아웃(138), 바람직하게는 제 1 접합부(122)의 원주를 따라 고르게 분포된 복수의 제 1 컷 아웃(138)를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈액 펌프.

청구항 7

제 2항 내지 제6항 중 어느 한 항에 있어서,

제 2 피벗 베어링 부재(120)의 제 2 접합 부분(132)은 적어도 하나의 제 2 컷 아웃(140), 바람직하게는 제 2 접합 부분(132)의 원주를 따라 균일하게 분포된 복수의 제 2 컷 아웃(140)를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈액 펌프.

청구항 8

제 7항에 있어서, 적어도 하나의 제 2 컷 아웃(140)의 축방향 확장부는 제2 피벗 베어링 부재(120)의 주축과 평행하지 않거나, 적어도 하나의 제 2 컷 아웃(140)의 축방향 확장부는 제2 피벗 베어링 부재(120)의 주축과 평행한 것을 특징으로 하는 혈액 펌프.

청구항 9

제 1항 또는 제 2항에 있어서,

제 1 피벗 베어링 부재(118)는 제 1 접합부(122)로부터 연장되는 슬롯(149)을 포함하고, 및/또는

슬롯(149)은 제 1 피벗 베어링 부재(118)의 제 1 접합 부분(122)을 두 부분으로 분리하고, 및/또는

제 1항에 있어서, 슬롯(149)은 제 1 피벗 베어링 부재(118)의 회전이 슬롯의 일측 측면으로부터 슬롯의 타측 측면으로 펌핑 작용을 일으키도록 구성되는 것을 특징으로 하는 혈액 펌프.

청구항 10

제 1항, 제 2항 또는 제9항 중 어느 한 항에 있어서,

제 1 피벗 베어링 부재(118)의 제 1 접촉 부분(122)은 제 1 구형 캡(134)을 포함하고,

제 2 피벗 베어링 부재(120)의 제 2 접합 부분(132)은 제 1 구형 부분(124)을 포함하는 것을 특징으로 하는 혈액 펌프.

청구항 11

제 2항 내지 제 10항 중 어느 한 항에 있어서,

임펠러(20)는 내부에 베어링 수용부(44)와, 통로(18)와 베어링 수용부(44)를 연결하는 적어도 하나의 개구(58)를 포함하고, 피벗 베어링(40)은 적어도 부분적으로 베어링 지지 부분(44) 내에 배치되고, 및/또는

개구(58)는 제 2 피벗 베어링 부재(120)의 제 2 접합 부분(132)을 향하여 또는 제 1 피벗 베어링 부재(118)의 슬롯(149)을 향하여 가리키는 중심 축(CA)을 갖는 것을 특징으로 하는 혈액 펌프.

청구항 12

제 11항에 있어서,

상기 임펠러(20)는 본체(56)와 상기 본체(56)의 외주면에 나선형으로 돌출된 적어도 하나의 1차 블레이드(54)를 포함하고, 상기 개구(58)는 상기 본체(56)의 외주면에 마련되는 유입구(60)를 포함하고, 적어도 하나의 1차 블레이드(54)의 적어도 일부는 본체(56)의 원주 방향으로 입구(60) 옆에 배치되는 것을 특징으로 하는 혈액 펌프.

청구항 13

전항 중 어느 한 항에 있어서, 제 1 피벗 베어링 부재(118)는 임펠러(20)에 부착되고, 제 2 피벗 베어링 부재(120)는 펌프 하우징(12)에 부착되는 것을 특징으로 하는 혈액 펌프.

청구항 14

전항 중 어느 한 항에 있어서, 베어링 장치(40, 42)는 적어도 하나의 레이디얼 베어링(42)을 더 포함하고, 피벗 베어링(40)은 임펠러(20)의 일 지점에서 임펠러(20)를 펌프 하우징(12)을 기준으로 회전 가능하게 지지하고, 레이디얼 베어링(40)은 임펠러(20)의 다른 지점에서 펌프 하우징(12)에 대해 임펠러(20)를 지지하며, 상기 구동 유닛(26)은 상기 임펠러(20)를 상기 펌프하우징(12)에 대해 회전구동시키는 비접촉 전자기 구동 유닛이고, 상기 구동 유닛(26)은 임펠러(20)에 인력을 더 형성하는 것을 특징으로 하는 혈액 펌프.

청구항 15

제 14항에 있어서,

레이디얼 베어링(42)은 제 1 레이디얼 베어링 부재(150)와 제 2 레이디얼 베어링 부재(152)를 포함하고,

제 1 레이디얼 베어링 부재(150)는 임펠러(20)에 부착되고, 제 2 레이디얼 베어링 부재(152)는 펌프 하우징(12)에 부착되며,

상기 제 1 레이디얼 베어링 부재(150)는 칼라(154)를 포함하고,

칼라(154)는 제 1 레이디얼 베어링 부재(150)의 외주면으로부터 원주 방향으로 적어도 부분적으로 연장되고,

칼라(154)는 제 2 레이디얼 베어링 부재(152)에 인접하게 제공되고,

상기 칼라(154)와 상기 제 2 레이디얼 베어링 부재(152) 사이에는 축방향으로 갭(G)이 형성되는 것을 특징으로 하는 혈액 펌프.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 혈액 펌프에 관한 것이다. 특히, 본 발명은 환자의 혈관에 경피적으로 삽입하여 환자의 혈관의 혈류를 지원하기 위한 혈관 내 혈액 펌프에 관한 것입니다. 혈액 펌프는 심장 내 혈액 펌프 또는 다른 종류의 심실 보조 장치일 수도 있다.

배 경 기 술

[0002] 축 방향 혈액 펌프, 원심(즉, 방사형) 혈액 펌프 또는 혼합형 혈액 펌프와 같은 다양한 혈액 펌프가 종래 기술로부터 알려져 있으며, 여기서 혈류는 방사형 힘뿐만 아니라 축 방향 힘에 의해서도 발생한다. 이러한 혈액 펌프는 심장에서 대동맥과 같은 동맥으로의 혈류를 지원하기 위해 환자의 심장에 도입될 수 있다. 혈액 펌프는 카테터 삽입 시술과 같이 혈관 시스템을 통해 심장 시술 중에 경피적으로 도입될 수 있다. 혈액 펌프가 삽입된 후에는 혈액 펌프에 의해 좌심실에서 대동맥으로 혈액이 배출되어 적절한 전신 혈류를 회복시킨다. 따라서, 혈액 펌프는 일반적으로 혈류 유입구와 혈류 배출구가 통로로 연결된 펌프 하우징, 상기 펌프 하우징에 배치된 임펠러 형태의 펌프 요소 및 임펠러를 구동하도록 구성된 구동 유닛을 포함한다. 이에 따른 혈액 펌프는 예를 들어, WO 2021/043776A1에서 알려져 있다.

[0003] WO 2021/043776A1에 개시된 혈액 펌프는 임펠러를 비접촉식으로 구동하도록 구성된 구동 유닛을 포함한다. 따라서 임펠러는 고정자의 전기적으로 자화된 영역에 인접하여 배치되는 자석을 포함한다는 점에서 고정자에 자기적으로 결합된다. 임펠러의 자석과 고정자의 자화 구역 사이의 인력을 바탕으로 회전이 임펠러에 전달될 수 있다. 특히, 제어 장치가 제어 방식으로 고정자에 적절한 전압을 인가하는 방식으로 임펠러를 회전시키는 회전 자기장이 고정자 내에 형성된다.

[0004] 임펠러가 회전하는 동안 마찰 손실을 최소화하고 안전한 방사형 작동을 위해 임펠러는 일정한 간격을 두고 베어링을 통해 지지된다. 또한 베어링은 혈액 입자의 응고 또는 침착으로 인해 발생하는 동심도 편차를 허용하도록 구성해야 하다. 따라서 사용되는 베어링은 베어링의 의도된 수명을 고려하여 혈액 입자의 부착을 최소화하도록 구성된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 이와 관련하여 임펠러가 일반적으로 10.000rpm 이상, 최대 30.000rpm의 피크로 지속적으로 회전하는 동안 혈액 펌프가 몇 주 또는 몇 달 동안 환자 내에 배치될 수 있다는 점도 고려해야 하다. 따라서 베어링은 높은 하중을 받게 되고 혈액 입자는 베어링의 올바른 기능을 더욱 손상시킬 수 있다. 따라서, 개선된 베어링 배열을 제공하는 것이 본 발명의 목적이다.

과제의 해결 수단

[0006] 본 발명에 따른 혈액 펌프는 전술한 혈액 펌프에 대응할 수 있다. 따라서, 혈액 펌프는 혈관 내 혈액 펌프 또는 심장 내 혈액 펌프일 수 있다. 일 양상에 따르면, 혈액 펌프는 통로에 의해 연결된 혈류 유입구 및 혈류 배출구를 갖는 펌프 하우징, 펌프 요소, 특히 임펠러 및 임펠러를 구동하도록 구성된 구동 유닛을 포함한다. 임펠러는 펌프 하우징에 배치된다. 혈액 펌프는 임펠러를 회전 가능하게 지지하는 베어링 배열을 더 포함하다. 베어링 배열은 적어도 하나의 피벗 베어링을 포함하다. 피벗 베어링은 펌프 하우징에 대한 임펠러의 회전 중에 동심도로부터 일정한 편차를 허용하다.

[0007] 바람직하게는, 피벗 베어링은 제 1 피벗 베어링 부재와 제 2 피벗 베어링 부재를 포함한다. 제 1 피벗 베어링 부재는 제 2 피벗 베어링 부재에 대해 회전 가능하며, 여기서 제 1 피벗 베어링 부재는 제 1 어 버트먼트 부재를 포함하고, 제 2 피벗 베어링 부재는 제 2 어 버트먼트 부재를 포함한다. 제 1 피벗 베어링 부재의 제 1 어 버트먼트 부분은 적어도 부분적으로 제 2 피벗 베어링 부재의 제 2 어 버트먼트 부분과 접촉하다. 제 1 피벗 베어링 부재의 제 1 어버트먼트 부분은 제 1 접촉 부분일 수 있다. 제 2 피벗 베어링 부재의 제 2 어버트먼트 부분은 제 2 접촉 부분일 수 있다. 제 1 피벗 베어링 부재의 제 1 어 버트먼트 부분과 제 2 피벗 베어링 부재의 제 2 어 버트먼트 부분 사이의 접촉은 점 접촉인 것이 바람직하다. 점 접촉은 임펠러가 회전하는 동안 전반적인 마모와 기계적 응력을 줄입니다. 이와 관련하여, 본 명세서에서 사용되는 "적어도 부분적으로" 또는 "부분적으로"라는 용어는 각각 부분과 전체 또는 전체를 모두 의미한다는 점을 언급해야 하다.

[0008] 바람직하게는, 제 1 피벗 베어링 부재의 제 1 어 버트먼트 부분은 구형 부분을 포함한다. 제 2 피벗 베어링 부재의 제 2 어버트먼트 부분은 제 1 구형 캡을 포함할 수 있고, 구형 부분은 제 1 구형 캡과 맞닿거나 접촉할 수 있다. 제 1 구형 캡은 제 1 칼로트일 수 있다. 구형 부분은 볼록한 표면을 포함할 수 있고, 제 1 구형 캡은 오목한 표면을 포함할 수 있다. 구형 부분과 제 1 구형 캡을 포함하는 피벗 베어링은 임펠러의 회전 중에 원활하게 작동하며, 무게 중심이 임펠러의 회전 축에 있기 때문에 더욱 자체 중심을 잡는다.

[0009] 바람직하게는, 구형 부분은 제 1 반경을 가지며 제 1 구형 캡은 제 2 반경을 갖습니다. 두 번째 반경은 첫 번째 반경보다 클 수 있다. 이는 피벗 베어링의 자체 센터링 기능을 더욱 향상시킨다. 또한 구형 부분과 제 1 구형 캡 사이에 점 접촉이 설정된다.

[0010] 바람직하게는, 제 1 피벗 베어링 부재는 지지 요소와 볼을 포함하며, 여기서 볼은 지지 요소와 접할 수 있다. 볼은 구형 부분을 포함하다. 볼은 지지 요소와 분리되어 있거나 지지 요소와 일체형으로 형성될 수 있다. 따라서, 제 1 피벗 베어링 부재는 제조가 용이하다.

[0011] 바람직하게는, 지지 요소는 제 3 반경을 갖는 제 2 구형 캡을 포함한다. 볼은 제 2 구형 캡과 접할 수 있고 제 3 반경은 제 1 반경보다 클 수 있다. 제 2 구형 캡은 제 2 칼로트일 수 있다. 제 2 구형 캡은 오목한 표면을 포함할 수 있다. 볼이 제 2 구형 캡에 대해 자유롭게 회전 가능한 경우, 제 1 피벗 베어링 부재와 제 2 피벗 베어링 부재 사이에서 증가된 피벗 이동이 가능하다.

[0012] 볼은 지지 요소에 고정될 수 있다. 볼은 접착 또는 적절한 연결 요소(예: 피팅 핀)를 통해 고정될 수 있다. 따라서, 제 1 피벗 베어링 부재는 제조가 용이하다. 이는 피벗 베어링과 따라서 혈액 펌프의 조립을 더욱 용이하게 한다.

[0013] 바람직하게는, 제 1 피벗 베어링 부재의 제 1 어 버트먼트 부분은 적어도 하나의 제 1 컷 아웃, 바람직하게는 복수의 제 1 컷 아웃을 포함한다. 복수의 제 1 컷 아웃은 제 1 어 버트먼트 부분의 원주를 따라 균일하게 분포될 수 있다. 바람직하게는, 제 2 피벗 베어링 부재의 제 2 어 버트먼트 부분은 적어도 하나의 제 2 컷 아웃, 바람직하게는 복수의 제 2 컷 아웃을 포함한다. 복수의 제 2 컷 아웃은 제 2 어버트먼트 부분의 원주를 따라 균등하게 분포될 수 있다. 임펠러가 회전하는 동안 혈류 유입구와 혈류 배출구 사이에 혈류가 형성된다. 혈류의 일부는 피벗 베어링을 통과하도록 지시되고 컷 아웃은 피벗 베어링의 상승 및 냉각을 향상시키기 위한 유체 바이패스 역할을 한다.

[0014] 바람직하게는, 적어도 하나의 두 번째 컷 아웃의 축 연장부는 제 2 피벗 베어링 부재의 주축과 비평행하거나, 적어도 하나의 두 번째 컷 아웃의 축 연장부가 제 2 피벗 베어링 부재의 주축과 평행한 것이 바람직하다. 필요에 따라, 적어도 하나의 두 번째 컷 아웃은 피벗 베어링을 최적으로 헹구고 냉각하기 위해 두 번째 피벗 베어링 부재의 주축을 기준으로 기울어질 수 있다. 일반적으로, 제 2 피벗 베어링 부재의 주축은 임펠러의 회전축과 일치한다.

[0015] 일 실시예에서, 제 1 피벗 베어링 부재는 제 1 어 버트먼트 부분으로부터 연장되는 슬롯을 포함한다. 바람직하게는, 슬롯은 제 1 피벗 베어링 부재의 제 1 어 버트먼트 부분을 두 부분으로 분리한다. 이 실시예에서, 제 1

피벗 베어링 부재의 제 1 어버트먼트 부분은 제 1 구형 캡을 포함하는 것이 바람직하고, 제 2 피벗 베어링 부재의 제 2 어버트먼트 부분은 제 1 구형 부분을 포함하는 것이 바람직하다.

[0016] 특히, 슬롯은 제 1 피벗 베어링 부재의 회전이 슬롯의 일측면으로부터 슬롯의 다른 측측면으로 펌핑 작용을 일으키도록 구성될 수 있다. 슬롯은 바람직하게는 두 개의 평행한 측면에 의해 경계가 정해진다. 바람직하게는, 2개의 측면은 서로 평행하고/하거나 지지 요소의 중간 평면에 평행하다. 특히, 슬롯은 슬롯의 전체 길이에 걸쳐 지지 요소의 전체 직경에 걸쳐 연장되지 않습니다. 제 1 접합 부분을 향하는 슬롯의 제 1 섹션에서, 슬롯은 지지 요소의 전체 직경에 걸쳐 연장될 수 있다. 따라서, 슬롯은 바람직하게는 슬롯의 제 1 섹션에 있는 지지 요소의 양측 측면까지 연장된다. 슬롯의 두 번째 섹션에서 슬롯은 지지 요소의 한 측면까지만 연장된다. 특히, 슬롯의 슬롯 폭은 제 1 접합부로부터 멀어지는 방향으로 점차 감소된다.

[0017] 바람직하게는, 임펠러는 내부에 베어링 수용부를 포함한다. 적어도 하나의 개구부는 통로를 베어링 수용 부분과 연결할 수 있으며, 피벗 베어링은 베어링 지지 부분 내에 적어도 부분적으로 배치된다. 이에 따라, 임펠러의 회전시 형성된 혈류의 일부는 개구부를 통해 베어링 수용부로 안내되어 베어링 수용부 내에 수용된 피벗 베어링을 헹구고 냉각시킬 수 있다.

[0018] 바람직하게는, 개구는 제 2 피벗 베어링 부재의 제 2 접촉 부분을 향하는 중심 축을 갖는다. 따라서, 제 1 접합부가 제 2 접합부와 접촉하기 때문에 중심축은 또한 제 1 피벗 베어링 부재의 제 1 접합부를 가리킨다. 따라서, 개구부를 통해 베어링 수용부로 유입되는 혈류의 일부는 임펠러의 회전 중에 서로에 대해 회전하는 제 1 접촉부와 제 2 접촉부를 향하게 된다. 따라서 베어링 수용부로 유입되는 혈액의 흐름은 혈액이 응고될 수 있고 혈액 입자가 침전될 수 있으며 열이 발생될 수 있는 베어링 부재의 중요한 부분을 냉각하고 헹구게 된다.

[0019] 바람직하게는, 상기 임펠러는 본체와, 상기 본체의 외주면에 나선형으로 돌출된 적어도 하나의 1차 블레이드를 포함하고, 상기 개구부는 본체의 외주면에 구비된 흡입구를 포함한다. 상기 적어도 하나의 1차 블레이드의 적어도 일부는 본체의 원주 방향을 따라 흡입구 옆에 배치될 수 있다. 달리 말하면, 입구는 적어도 하나의 주 블레이드의 축방향 연장부 내에서 원주방향으로 배치된다. 이는 임펠러의 회전에 의해 전달된 혈액의 상당 부분이 입구를 통해 베어링 수용부로 유입되는 것을 보장한다.

[0020] 제 1 피벗 베어링 부재는 임펠러에 부착될 수 있고, 제 2 피벗 베어링 부재는 펌프 하우징에 부착될 수 있다. 피벗 베어링 부재는 접착을 통해 부착될 수 있다. 추가로 또는 대안적으로, 피벗 베어링 부재는 압입을 통해 부착될 수 있다.

[0021] 일 실시예에서, 베어링 장치는 적어도 하나의 레이디얼 베어링을 더 포함하고, 여기서 피벗 베어링은 임펠러의 한 지점에서 하우징에 대해 임펠러를 회전 가능하게 지지하고, 레이디얼 베어링은 임펠러의 다른 지점에서 하우징에 대해 임펠러를 회전 가능하게 지지하다. 임펠러. 구동 유닛은 임펠러를 하우징에 대해 회전 가능하게 구동시키는 비접촉 전자기 구동 유닛일 수 있다. 구동 장치는 임펠러에 인력을 형성할 수 있다. 따라서, 임펠러는 임펠러를 구동하기 위해 구동 유닛 내에 회전 자기장이 형성된다는 점에서 구동 유닛과 상호작용하는 자석을 포함할 수 있다. 인력은 혈류 입구에서 멀어지는 방향으로 임펠러에 작용하므로 정상적인 작동 조건에서는 레이디얼 베어링에 축방향 힘이 작용하지 않습니다. 따라서 레이디얼 베어링에 작용하는 하중이 감소된다.

[0022] 바람직하게는, 레이디얼 베어링은 제 1 레이디얼 베어링 부재와 제 2 레이디얼 베어링 부재를 포함하며, 제 1 레이디얼 베어링 부재는 임펠러에 부착되고 제 2 레이디얼 베어링 부재는 펌프 하우징에 부착된다. 제 1 레이디얼 베어링 부재는 칼라를 포함할 수 있다. 칼라는 제 1 레이디얼 베어링 부재의 외주면으로부터 원주 방향으로 적어도 부분적으로 연장될 수 있다. 칼라는 제 2 레이디얼 베어링 부재에 인접하게 제공될 수 있고, 칼라와 제 2 레이디얼 베어링 부재 사이에 축 방향으로 갭이 형성될 수 있다. 따라서, 칼라는 정상 작동 조건에서 제 2 레이디얼 베어링 부재와 접촉하지 않습니다. 그러나 임펠러가 축 방향으로 움직이는 경우(예: 오작동으로 인해) 칼라는 펌프 하우징에 대한 임펠러의 축 방향 이동을 제한하는 비상 접합 칼라 역할을 한다. 따라서 임펠러나 펌프 하우징이 손상될 가능성이 방지된다.

발명의 효과

[0023] 레이디얼 베어링 부재는 접착을 통해 부착될 수 있다. 추가로 또는 대안적으로, 레이디얼 베어링 부재는 압입을 통해 부착될 수 있다.

[0024] 전술한 요약뿐만 아니라 바람직한 실시예에 대한 다음의 상세한 설명은 첨부된 도면과 함께 읽을 때 더 잘 이해될 것이다. 본 개시 내용을 예시할 목적으로, 도면을 참조한다. 그러나 본 개시의 범위는 도면에 개시된 특정

실시예에 한정되지 않는다.

도면의 간단한 설명

[0025] 도 1은 혈액 펌프의 개략적 사시도,

도 2는 도 1의 혈액 펌프의 또 다른 개략적 사시도,

도 3은 도 1의 혈액펌프의 카테터 부착부의 상세 개략도,

도 4는 도 1의 혈액 펌프의 개략적 측면도,

도 5는 도 1의 혈액 펌프의 개략적 부분 단면도,

도 6은 도 1의 혈액 펌프의 임펠러의 개략적 측면도,

도 7은 도 6의 임펠러의 개략적 배면도,

도 8은 임펠러의 대안적인 실시예의 개략적 배면도,

도 9는 도 1의 혈액 펌프의 구동 유닛 케이싱과 구동 유닛의 개략적 단면도,

도 10 은 도 1의 혈액펌프의 고정자와 절연조립체의 개략적 분해도,

도 11은 도 9의 구동 유닛 케이싱의 임펠러 지지 부분의 대안적인 실시예의 개략적 단면도,

도 12는 피벗 베어링의 개략적 상세도,

도 13은 피벗 베어링의 대안적인 실시예의 개략적 상세도,

도 14는 피벗 베어링의 또 다른 대안적인 실시예의 개략적 상세도,

도 15는 피벗 베어링의 또 다른 대안적인 실시예의 개략적 상세도,

도 16은 제 2 피벗 베어링 부재의 개략적 상세도,

도 17은 제 2 피벗 베어링 부재의 대안적인 실시예의 개략적 상세도,

도 18은 제 2 피벗 베어링 부재의 추가 대안적인 실시예의 개략적 상세도,

도 19는 단면으로서의 피벗 베어링의 추가 대안적인 실시예의 개략적 상세도,

도 20은 도 19의 임펠러를 90° 회전시킨 도면,

도 21은 도 19의 제 1 피벗 베어링 부재와 제 2 피벗 베어링 부재의 개략적 상세도,

도 22는 레이디얼 베어링의 개략적 상세도,

도 23은 레이디얼 베어링의 추가적인 개략적 상세도,

도 24는 레이디얼 베어링의 제 2 레이디얼 베어링 부재의 개략적 사시도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0026] 혈액 펌프 및 펌프 하우징

[0027] 먼저 도 1, 2 및 4를 참조하면, 혈액 펌프(10)의 개략적 사시도 및 개략적 측면도가 도시된다. 상기 실시예에서, 혈액 펌프(10)는 카테터 펌프라고도 알려진 혈관 내 혈액 펌프이다. 혈액 펌프(10)는 통로(18)에 의해 연결된 혈류 입구(14) 및 혈류 출구(16)를 갖는 펌프 하우징(12)을 포함한다(예를 들어, 도 5 참조). 상기 혈류 출구(16)는 펌프 하우징(12)의 둘레를 따라 균등하게 분포된 다수의 개구로 구성된다. 펌프 하우징(12)은 구동 유닛 케이싱(22)과 임펠러 케이싱(24)과, 그 내부에 배치되는 임펠러(20)로 구성된다. 구동 유닛 케이싱(22)과 임펠러 케이싱(24)은 티타늄 또는 티타늄 합금으로 만들어지며, 이는 높은 기계적 강도를 제공하여 구동 유닛 케이싱(22)과 임펠러 케이싱(24)을 제조할 수 있도록 한다. 얇은 두께의 임펠러 케이싱(24). 또한 티타늄은 생체적합성이 좋다. 구동 유닛 케이싱(22)과 임펠러 케이싱(24)은 접착 등에 의해 연결된다. 혈류 입구(14) 및 혈류 출구(16)는 모두 임펠러 케이싱(24)에 제공된다. 구동 유닛(26)(예를 들어, 도 9 참조)은 구동 유닛 케이싱(22) 내에 배치된다. 하기에 구동 유닛(26)의 특징을 더 상세히 설명한다.

[0028] 임펠러 케이싱(24)은 구동 유닛 케이싱(22) 반대쪽의 일측 축 엔드에 캐뉼라 부착 부분(28)을 포함한다. 캐뉼라 부착 부분(28)은 종래의 방식으로 캐뉼라(미도시)를 수용하도록 구성된다. 카테터(30)는 구동 유닛 케이싱(24)의 카테터 부착 부분(32)에 부착된다. 카테터(30)가 제거된 도 3의 상세도에 도시된 바와 같이, 카테터 부착 부분(32)은 나사산 구조(36)를 갖는 관형 부분(34)을 포함한다. 사실상 외부 나사산에 해당하는 외부 주변 표면이다. 나사산 구조(36)는 혈액 펌프(10)의 카테터(30)의 니티놀 코일(38) 형태의 나선형 부재와 나사 결합되도록 구성된다. 특히, 카테터(30)의 니티놀 코일(38)은 나사산 구조(36) 상에 나사 결합된다. 카테터(30)를 펌프 하우징(12)에 부착하기 위해.

[0029] 임펠러

[0030] 도 5는 도 4에 도시된 AA선에 따른 부분 단면을 도시한다. 상기 는 임펠러 케이싱(24)과 임펠러(20)만이 단면으로 도시된다. 임펠러(20)는 임펠러 케이싱(24) 내에 배치되고 베어링 배열(40, 42)에 의해 회전축(X)(도 4 참조)을 중심으로 회전 가능하다는 점에서 통로(18)를 따라 혈액을 전달하도록 구성된다. 회전축(X)은 일치한다. 상기 베어링 배열(40, 42)은 피벗 베어링(40) 형태의 제 1 베어링(40)과 레이디얼 베어링(42) 형태의 제 2 베어링(42)을 포함한다. 임펠러(20)는 내부에 베어링 수용부(44)를 갖는 본체(56)를 포함한다. 피벗 베어링(40)은 아래에서 더 자세히 설명되는 바와 같이 베어링 수용부(44)에 부분적으로 배치된다. 피벗 베어링(40)은 펌프 하우징(12)에 대해 임펠러(20)의 특정량의 피벗 운동을 허용한다.

[0031] 레이디얼 베어링(42)은 임펠러 케이싱(24)의 크라운(46)에 지지된다. 크라운(46)은 혈류 입구(14)에 인접하여 제공되며, 임펠러 케이싱(24)의 내주면과 다수의 연결체에 의해 연결되는 중앙 관형부(48)를 포함한다. 상기 실시예에서는 총 3개의 연결 암(50)이 제공되며, 이는 크라운(46)의 중앙 관형 부분(48)의 원주를 따라 균일하게 분포된다. 물론, 오직 2개 또는 3개 이상의 연결 암(50)이 제공되는 것도 생각할 수 있다.

[0032] 임펠러(20)는 하나의 축방향 엔드, 즉 구동 유닛 케이싱(22)을 향하는 엔드에 복수의 자석(52)을 추가로 포함한다. 임펠러(20)의 회전은 임펠러(20)에 자기적으로 결합된 구동 유닛(26)에 의해 야기된다. 하기에서 더 자세히 설명한다.

[0033] 임펠러(20)가 회전축(X)을 중심으로 회전하면 혈액은 혈류 입구(14)로부터 유로(18)를 거쳐 혈류 출구(16)로 이송된다. 따라서, 적어도 하나의 1차 블레이드(54)가 메인 임펠러의 외주면으로부터 나선형으로 돌출된다. 이 실시예에서는 2개의 1차 블레이드(54)가 제공된다. 1차 블레이드(54)는 통로(18)를 따라 1차 혈류을 유발한다.

[0034] 임펠러(20)는 통로(18)와 베어링 수용부(44)를 연결하는 적어도 하나의 개구(58)를 더 포함한다. 상기 임펠러(20)의 본체(56)의 외주면에 제공된 입구(60)를 포함하는 2개의 개구(58)가 제공된다. 도 5 및 도 6에 도시된 바와 같이, 입구(60)는 1차 블레이드(54)의 축방향 연장 내측에 원주방향으로 마련된다. 즉, 1차 블레이드(54)의 적어도 일부는 본체(56)의 원주방향으로 입구(60)에 인접하게 마련된다. 각각의 개구(58)는 피벗 베어링(40)을 향하는 중심축(CA)을 갖는다.

[0035] 또한, 임펠러는 구동 유닛 케이싱(22)을 향하는 케이싱 측 엔드(62)를 갖는다(도 7 참조). 복수의 2차 블레이드(64)가 케이싱 측 엔드(62)로부터 구동 유닛 케이싱(22) 방향으로 돌출한다. 2차 블레이드(64)는 2차 혈류를 유발한다. 2차 블레이드(64)는 임펠러(20)의 회전축(X)에 대해 비반경방향으로 연장된다.

[0036] 도 7에 도시된 실시예에 관하여, 2차 블레이드(64) 각각은 베이스 원(BC) 상에 위치하는 베이스 포인트(BP)와 엔드 서클(EC) 상에 위치하는 엔드 포인트(EP)를 갖는다(도 7에서, 베이스 포인트(BP) 및 엔드 포인트(EP)는 보조 블레이드(64) 중 하나에 대해서만 표시된다. 베이스 포인트(BP)은 2차 블레이드(64)의 반경방향 최내점이고, 엔드 포인트(EP)는 2차 블레이드(64)의 반경방향 최외곽점이다. 베이스원(BC)과 엔드 서클(EC)은 공통의 중심 포인트(CCP)을 가지며, 이를 통해 축 회전 X가 실행된다. 각 2차 블레이드(64)의 베이스 포인트(BP)와 엔드 포인트(EP)을 연결하는 직선(SL)은 공통 중심 포인트(CCP)을 통과하지 않는다. 따라서, 복수의 2차 블레이드(64) 각각은 직선(SL)을 기준으로 곡선을 이룬다.

[0037] 도 8은 2차 메인 블레이드(64)와 추가적인 2차 보조 블레이드(65)를 포함하는 대안적인 실시예를 도시한다. 2차 보조 블레이드(65)는 2차 메인 블레이드(64)에 비해 반경 방향이 더 짧고, 임펠러(20)의 케이싱측 엔드(64)의 반경 방향 외측 둘레에 구비된다.

[0038] 구동 유닛 및 구동 유닛 케이싱

[0039] 이제 도 9 및 도 10을 참조하여, 구동 유닛(26)에 대해 더 자세히 설명한다. 상술한 바와 같이, 구동 유닛(26)은 구동 유닛 케이싱(22) 내에 배치된다(예를 들어, 도 9 참조). 구동 유닛(26)은 고정자(66) 및 절연 조립체

(68)를 포함한다. 구동 유닛(22)은 회전 자기장을 형성하도록 구성된다. 이는 임펠러(20)의 자석(52)과 상호 작용하여 임펠러(20)가 회전 축(X)을 중심으로 회전하게 한다.

[0040] 따라서, 고정자(66)는 복수의 포스트(70)와 포스트(70) 주위에 배치된 복수의 코일 권선(72)을 포함한다. 복수의 포스트(70)는 임펠러(20)의 회전축(X)에 평행하게 배열된다. 코일 권선(72)은 순차적으로 배열된다. 알려진 방식으로 회전 자기장을 생성하기 위해 제어 요소(예를 들어, 인쇄 회로 기판(74))에 의해 제어된다. 자속을 향상시키기 위해, 고정자(66)는 카테터측 엔드(78), 즉 조립된 상태에서 구동 유닛 케이싱(22)의 카테터 부착 부분(32)을 가리키는 고정자(66)의 측면에 제공된 백플레이트(76)를 추가로 포함한다.

[0041] 또한, 고정자(66)는 반경 방향으로 연장되는 백본 레그(82)를 갖는 백본(80)을 포함한다. 백본 레그(82)는 복수의 포스트(70) 중 하나를 인접한 포스트로부터 이격시키므로, 백본 레그(82)의 수는 포스트(70)의 수와 동일하다. 백본 레그(82)는 포스트(70)를 원주 방향으로 서로 이격시킨다. 상기 백본(80)은 별 모양이다. 고정자(66)가 조립된 상태에서 백본(80)은 백플레이트(76)와 코일 권선(72) 사이에 끼워진다. 복수의 포스트(70), 백플레이트(76) 및 백본(80)은 전기강판이나 연자성 재료로 구성된다. 적합한 합금, 바람직하게는 코발트강. 바람직하게는, 복수의 포스트(70), 백플레이트(76) 및 백본(80)은 동일한 재료로 구성된다. 도시된 실시예에서는 6개의 포스트(70)가 제공되지만, 포스트(70)의 개수는 이에 제한되지 않음은 물론이다.

[0042] 절연 조립체(68)는 스페이서(84), 전면 플레이트(86) 및 전면시트(88)를 포함한다. 스페이서(84) 및 전면 플레이트(86)은 스페이서 조립체(90)를 구성하는 것으로 간주될 수 있다. 스페이서(84)는 원주 방향 및 축 방향으로 연장되는 관형 부분(92)을 갖는다. 구동유닛(26)이 조립된 상태에서, 백플레이트(76)와 백본(82)이 스페이서(84)의 반경방향 내측에 위치되도록 스페이서(84)가 스테이터(66)의 카테터측 엔드(78)에 제공된다. 백플레이트(76)의 표면과 각 백본 레그(82)의 외주면은 스페이서(84)의 관형부(92)의 내주면과 접촉한다. 관형부(92)의 외주면은 구동 유닛의 내면에 맞닿는다. 스페이서(84)의 직경은 고정자(66)의 직경보다 크다. 또한, 인쇄 회로 기판(74)은 도 9에 도시된 바와 같이 스페이서(82)에 의해 부분적으로 수용된다.

[0043] 전면 플레이트(86)는 중앙 부분(94)과 링형 외부 부분(96)을 포함한다. 중앙 부분(94)과 외부 부분(96)은 전면 플레이트 레그(98)에 의해 연결된다. 전면 플레이트 레그(98)의 수는 포스트(70)의 수와 동일하다. 전면 플레이트 레그(98)는 원주 방향으로 전면 플레이트(86)은 고정자(66)의 임펠러 측 엔드(100), 즉 구동 유닛(26)이 조립된 상태에서 임펠러(20)를 향하는 엔드에 제공된다는 점에서 포스트(70)를 서로 이격시킨다. 전면 플레이트(86)은 스페이서(84)와 동일직경을 가지므로, 외측부(96)의 외주면이 구동유닛 케이싱(22)의 내주면과 접촉한다. 따라서 스페이서(82)와 전면 플레이트(96)은 고정자(66)를 내주면으로부터 반경 방향으로 이격시킨다. 고정자(66)의 임의의 부분 또는 부재와 구동 유닛 케이싱(22) 사이에 반경 방향으로 접촉이 없도록 구동 유닛 케이싱(22)의 내부에 접촉되도록 한다.

[0044] 또한, 전면 시트(88)는 고정자(66)의 임펠러측 엔드(100)를 덮어 고정자(66)와 구동 유닛 케이싱(22) 사이의 축 방향 접촉을 방지한다. 특히, 전면 시트(88)는 고정자(66)와 구동 유닛 케이싱(22)의 임펠러 지지 부분(102) 사이의 접촉을 방지한다. 전면 시트(88)는 약 3 내지 9㎛, 바람직하게는 약 6㎛의 두께를 갖는 호일형 부재이다.

[0045] 스페이서(82), 전면 플레이트(86) 및 전면시트(88)는 비자화성 재료이기도 한 비전기 전도성 재료로 제조된다. 바람직하게는 스페이서(82), 전면 플레이트(86) 및 전면시트(88)는 폴리에테르에테르케톤(PEEK)과 같은 열가소성 재료로 제조된다.

[0046] 또한, 절연 조립체(68)는 복수의 수축 요소(104)를 포함한다. 특히, 복수의 포스트(70) 각각은 포스트(70)와 코일 권선(72) 사이의 직접적인 접촉을 방지하기 위해 수축 요소(104) 중 하나에 의해 원주 방향으로 둘러싸여 있다. 즉, 수축 요소(104)는 각각의 코일 권선(72)으로부터 각각의 포스트(70)를 전기적으로 분리한다. 도 10에 도시된 바와 같이, 수축 요소(104)가 전체 축 연장부를 따라 연장할 필요는 없다. 오히려, 수축 요소(104)가 각 포스트(70)의 축 방향 연장의 약 50% 이상을 따라 연장되면 충분하다. 상기 실시예에서, 수축 요소(104)는 폴리에스테르로 구성된 열 수축 슬리브이다.

[0047] 본질적으로, 절연 조립체(68)는 고정자(66)와 구동 유닛 케이싱(22)의 임의의 부분 사이의 접촉이 회피된다는 점에서 전기 누출을 크게 억제한다. 또한, 절연 조립체(68)의 다양한 부재의 치수를 조정함으로써 추가 특성이 조정될 수 있다. 또한, 전면 플레이트(86)과 전면시트(90)를 일체형 일체형 부재로 제공하는 것도 가능하다.

[0048] 누전을 감소시키는 능력을 더욱 강화하기 위해, 구동 유닛 케이싱(22)의 내부 표면은 DLC(Diamond Like Carbon)와 같은 적절한 코팅으로 부분적으로 또는 완전히 코팅될 수 있다. 또한, 전체 고정자(66)를 원주 방향으로

둘러싸는 추가적인 수축 요소가 제공될 수 있다. 추가적으로 또는 대안적으로, 고정자(66)는 DLC(diamond-like carbon)와 같은 적절한 코팅에 의해 원주 방향으로 코팅될 수 있다. 또한, 복수의 포스트(70)와 백플레이트(76) 및 백본(80)은 비전도성 재료, 특히 DLC로 부분적으로 또는 전체적으로 코팅될 수 있다.

[0049] 임펠러 지지 부분(102)는 관형 부재(104), 필름형 부분(106) 및 돌출 핀(108)을 포함한다. 임펠러 지지 부분은 구동 유닛 케이싱(22)의 일부이고, 예를 들어 접착 또는 압입을 통해 다른 부분과 연결된다. 특히, 관형 부재(104)는 구동 유닛 케이싱(22)의 다른 부분의 연결 부분(110)에 연결된다.

[0050] 필름형 부분(106)은 절연 조립체(68)의 전면 시트(88)와 접촉할 수 있다. 필름형 부분(106)은 단지 약 60 내지 80㎛, 바람직하게는 70㎛의 두께를 갖는다. 돌출 핀(108)은 임펠러(20)를 향하는 방향으로 필름형 부분(106)으로부터 돌출한다. 돌출 핀(108)의 주축은 회전축(X)과 동심이다. 상기 실시예에서, 돌출 핀(108)은 임펠러(20)의 회전 중에 기계적 응력을 감소시키기 위해 필름형 부분(106)과 돌출 핀(108) 사이에 둥글고 매끄러운 전이 부분(112)이 형성된다는 점에서 필름형 부분(106)과 일체로 형성된다. 돌출 핀(108)은 피벗의 일부를 추가로 지지한다. 베어링(42), 즉 제 2 피벗 베어링 부재(120)를 포함하며, 이는 아래에서 더 자세히 설명될 것이다. 제 2 피벗 베어링 부재(120)는 돌출 핀(108)에 접착되거나 압입될 수 있다.

[0051] 필름형 부분(106)이 비교적 작은 두께를 갖기 때문에 필름형 부분(106)의 기계적 안정성은 임펠러 지지 부분(102)의 관형 부재(104)의 기계적 안정성만큼 높지 않다. 특히, 포팅 재료(114)는 고정자(66)와 절연 조립체(68)를 덮을 수 있고 따라서 적어도 임펠러 지지 부분(102)과 인쇄 회로 사이의 구동 유닛 케이싱(22)을 채울 수 있다. 포팅 재료(114)는 응력 균열 등의 위험을 줄이기 위해 구동 유닛 케이싱(22)의 내부로부터 필름형 부분(106)을 경화시킨다.

[0052] 임펠러 지지 부분(102)을 더욱 강화하기 위해, 임펠러 지지 부분(102)의 대안적인 실시예인 도 11에 도시된 바와 같이 강화 부재(116)가 제공될 수 있다. 이 실시예에서, 보강 부재(116)는 필름형 부분(106)과 일체로 형성된 핀형 부재이다. 혈액 펌프(10)의 조립 상태에서, 보강 부재(116)는 돌출된다. 고정자(66) 안으로 들어가고 포팅 재료(114)에 의해 둘러싸여 있다. 따라서, 포팅 재료(114)는 필름형 부분(106)을 더욱 단단하게 하고 보강한다.

[0053] 상기 실시예에서 포팅재(114)는 FDA 인증을 받은 재질이 바람직하다. 바람직하게는, 포팅 재료는 에폭시 수지와 금속 산화물, 예를 들어 알루미늄 산화물의 혼합물이다. 예를 들어, EpoTek ® 301과 Al_2O_3 분말의 혼합물을 사용할 수 있다. 바람직하게는 EpoTek ® 301과 Al_2O_3 분말을 1:1.5 비율로 사용한다.

[0054] 베어링 배열

[0055] 다음으로, 베어링 배열(40, 42)에 대해 더 자세히 설명한다.

[0056] 먼저, 도 12를 참조하여 피벗 베어링(40) 형태의 제 1 베어링(40)을 설명한다. 피벗 베어링(40)은 제 1 피벗 베어링 부재(118)인 제 1 베어링 부재와 제 2 피벗 베어링 부재(120)인 제 2 베어링 부재를 포함한다. 제 1 피벗 베어링 부재(118)는 임펠러(20)에 부착된다. 특히, 제 1 피벗 베어링 부재는 임펠러(20)의 베어링수용부(44)에는 제 2피벗 베어링부재(118)가 배치된다. 돌출핀(108)의 축방향 엔드에는 제 2피벗 베어링부재(120)가 수용된다. 베어링수용부(44)에는 제 1피벗 베어링부재(118)가 접착식 또는 압입식으로 설치될 수 있다. 제 2 피벗 베어링 부재(120)는 돌출 핀(108)에 접착되거나 압입될 수 있다.

[0057] 제 1 피벗 베어링 부재(118)는 볼록한 표면을 갖는 구형 부분(124)을 갖는 제 1 접합 부분(122)을 포함한다. 도 12에 도시된 실시예에서, 구형 부분(124)은 제 1 피벗 베어링 부재(118)의 핀형 지지 요소(128)에 연결된 볼(126)의 일부이다. 상기 실시예에서, 볼(126)은 피팅 핀(130)에 의해 지지 요소에 고정되나, 예를 들어 도 13 또는 14에 도시된 바와 같이 구형 부분(122)도 지지 요소(128)와 일체로 형성될 수 있다.

[0058] 제 2 피벗 베어링 부재(120)는 오목한 표면을 갖는 제 1 구형 캡(134)을 갖는 제 2 접합 부분(132)을 포함한다. 제 1 구형 캡(134)은 제 1 칼로트일 수 있다. 구형 부분(124)이 제 1 구형 캡(134)과 접촉한다는 점에서 제 1 접합 부분(122)은 제 2 접합 부분(132)과 접한다. 구형 부분(124)과 제 1 구형 캡(134) 사이의 접촉은 점 접촉일 수 있는데, 그 이유는 구형 부분(124)이 제 1 구형 캡(134)의 제 2 반경보다 작은 제 1 반경을 가질 수 있기 때문이다. 점접촉은 임펠러(20)의 회전 중에 전체적인 마모와 기계적 응력을 줄일 수 있다.

[0059] 도 15에 도시된 대안적인 실시예에서, 볼(126)은 지지 요소(128)에 고정되지 않고 오히려 지지 요소(128)의 축방향 엔드에 제공된 제 2 구형 캡(136)에 지지된다. 제 2 구형 캡(136)은 또한 구형 부분(124) 또는 볼(126)의 제 1 반경보다 각각 더 큰 제 3 반경을 갖는 오목한 표면을 포함한다. 따라서, 볼(126)과 제 2 구형 캡(136) 사

이의 접촉은 또한 점 접촉일 수 있으며, 이는 다시 임펠러(20)의 회전 동안 기계적 응력을 감소시키는 것을 허용한다.

[0060] 도 13에 따른 대안적인 실시예에 도시된 바와 같이, 제 1 접합 부분(122)은 제 1 접합 부분(122)의 원주를 따라 균일하게 분포된 복수의 제 1 컷아웃(138)를 포함할 수 있다. 도시된 바와 같이, 제 1 컷아웃(138)는 축방향 연장을 갖는다. 이는 지지 요소(128)의 축방향 연장에 평행하다. 또한, 각각의 제 1 컷아웃(138)는 제 1 접합 부분(122)로부터 지지 요소(128)의 다른 축방향 엔드를 향해 테이퍼진다. 특히, 제 1 컷아웃(138)는 임펠러(20)의 회전축(X)과 동심인 지지 요소(128)의 중심축을 향하여 경사진다.

[0061] 도 16 내지 도 18에는 제 2 피벗 베어링 부재(120)의 대안적인 실시예가 도시된다. 도 1 및 도 2에 도시된 실시예의 제 2 접합 부분(132)은 다음과 같다. 도 17 및 18의 실시예는 제 2 컷아웃(140)을 포함할 수 있는 반면, 도 16에 도시된 실시예의 접합 부분(132)은 어떠한 컷아웃도 포함하지 않는다. 도 17에 따른 실시예에서, 제 2 컷아웃(140)은 제 2 접합 부분(132)의 원주를 따라 균일하게 분포된다. 제 2 컷아웃(140)의 축방향 연장은 제 2 피벗 베어링 부재(120)의 중심축에 대해 평행하지 않은 반면, 제 2 피벗 베어링 부재(120)는 임펠러(20)의 회전축(X)과 동심이다.

[0062] 도 18에 도시된 대안적인 실시예에서, 제 2 컷아웃(140)은 제 2 피벗 베어링 부재(120)의 중심축에 평행한 축방향 연장을 갖는다. 또한, 도 18에 도시된 실시예의 제 2 컷아웃(140)은 그들의 축방향 연장은 제 2 피벗 베어링 부재(120)의 중심축에 대해 기울어질 수 있다.

[0063] 도시된 실시예에서, 총 3개의 제 1 컷아웃(138)과 3개의 제 2 컷아웃(140)이 제공된다. 그러나, 컷아웃의 수는 제 1 접합 부분(122)와 제 2 접합 부분(132) 사이에서 상이할 수 있다. 또한, 3개보다 많은 제 1 컷아웃(138) 및 제 2 컷아웃(140)가 제공될 수 있다. 또한, 제 1 접합 부분(122)와 제 2 접합 부분(132) 중 하나만이 컷아웃을 포함하는 것도 가능하다.

[0064] 제 1컷아웃(138)과 제 2컷아웃(140)은 임펠러(20)의 회전시 혈액의 흐름을 원활하게 하여 피벗 베어링(40)을 냉각시키기 위한 것이다. 또한, 제 1 컷아웃(138) 및 제 2 컷아웃(140)은 피벗 베어링(40)의 헹굼 능력을 개선하여 혈액 입자가 축적되는, 즉 혈액 응고를 방지한다.

[0065] 전술한 바와 같이, 임펠러(20)는 피벗 베어링(40)을 향하는 중심축(CA)을 갖는 개구(60)를 포함한다. 특히, 개구(60)의 중심축(CA)은 각각 제 1 접합 부분(122) 또는 제 2 접합 부분(132)을 향한다. 따라서, 개구(60)를 통과하는 혈액은 제 1 접합 부분(122)와 제 2 접합 부분(132) 사이의 접촉 영역을 향해 지향되어 제 1 접합 부분(122)와 제 2 접합 부분(132) 사이의 접촉 영역을 냉각시키고 헹구게 된다.

[0066] 냉각을 더욱 강화하기 위해, 제 1 피벗 베어링 부재(118)에 제 1 중공 부분(142)를 제공하는 것이 가능하다(도 14 참조). 제 1 중공 부분(142)는 베어링 부재(118)의 재료보다 더 높은 열 전도성을 갖는 재료로 채워져 있다. 도시된 실시예에서, 핀형 제 1 냉각 부재(144)는 제 1 중공 부분(142)에 배치된다. 제 1 냉각 부재(144)는 임펠러가 회전할 때 제 1 접촉 부분(122)에서 발생된 열의 일부를 흡수한다. 임펠러(20)는 임펠러(20)의 축방향 연장을 따라 회전하고 이를 분배한다.

[0067] 제 2 피벗 베어링 부재(120)는 제 2 중공 부분(146)를 포함할 수 있다. 제 2 중공 부분(146)은 제 2 피벗 베어링 부재(120)의 재료보다 더 높은 열 전도성을 갖는 재료로 채워져 있다. 도시된 실시예에서, 핀형 제 2 냉각 부재(148)는 제 2 중공 부분(146)에 배치된다. 제 2 냉각 부재(148)는 임펠러(20)가 회전할 때 제 2 접합 부분(132)에서 발생된 열의 일부를 흡수하여 이를 돌출 핀(108)의 축 연장을 따라 분배한다.

[0068] 제 1 피벗 베어링 부재(118)는 실리콘 카바이드(SIC), 알루미늄 강화 지르코니아(ATZ), 지르코니아 강화 알루미늄(ZTA) 또는 알루미늄 산화물(Al_2O_3)로부터 선택된 제 1 세라믹 재료로 전체적으로 또는 부분적으로 구성될 수 있다. 대안적으로, 제 1 피벗 베어링 부재(118)는 초경합금과 같은 금속 재료로 전체적으로 또는 부분적으로 구성될 수 있다. 상기 금속 물질은 상기 제 1 세라믹 물질로 더 코팅될 수 있다. 금속 물질 또는 제 1 세라믹 물질에는 DLC가 더 코팅될 수 있다. DLC 코팅은 붕소 도핑된 DLC 필름을 포함할 수 있다. 붕소 도핑된 DLC 필름은 접착력을 향상시키기 위해 붕소 도핑되지 않은 DLC 중간층에 배치될 수 있다. 대안적으로, 제 1 피벗 베어링 부재(118)는 전체적으로 또는 부분적으로 다이아몬드로 구성될 수 있다.

[0069] 제 2 피벗 베어링 부재(120)는 실리콘 카바이드(SIC), 알루미늄 강화 지르코니아(ATZ), 지르코니아 강화 알루미늄(ZTA) 또는 알루미늄 산화물(Al_2O_3)로부터 선택된 제 2 세라믹 재료로 전체적으로 또는 부분적으로 구성될 수 있다. 또한, 제 2 피벗 베어링 부재(120)는 전체 또는 일부가 초경합금과 같은 금속 재질로 이루어질 수 있다.

금속 물질은 제 2 세라믹 물질로 더 코팅될 수 있다. 금속 물질 또는 제 2 세라믹 물질은 DLC로 더 코팅될 수 있다. DLC 코팅은 붕소 도핑된 DLC 필름을 포함할 수 있다. 붕소 도핑된 DLC 필름은 접착력을 향상시키기 위해 붕소 도핑되지 않은 DLC 중간층에 배치될 수 있다. 대안적으로, 제 2 피벗 베어링 부재(120)는 전체 또는 부분적으로 다이아몬드로 구성될 수도 있다.

[0070] 볼(126)이 제공되는 경우, 볼은 SIC, ATZ, ZTA 또는 Al 2 O 3 중에서 선택된 제 3 세라믹 재료로 부분적으로 또는 전체적으로 구성될 수 있다. 또한, 볼(126)은 초경합금 등의 금속재질로 전체 또는 일부가 이루어질 수 있다. 금속 물질은 제 3 세라믹 물질로 더 코팅될 수 있다. 금속 물질 또는 제 2 세라믹 물질은 DLC로 더 코팅될 수 있다. DLC 코팅은 붕소 도핑된 DLC 필름을 포함할 수 있다. 붕소 도핑된 DLC 필름은 접착력을 향상시키기 위해 붕소 도핑되지 않은 DLC 중간층에 배치될 수 있다. 대안적으로, 볼(126)은 전체 또는 부분적으로 다이아몬드로 구성될 수도 있다.

[0071] 제 1 세라믹 재료, 제 2 세라믹 재료 및 제 3 세라믹 재료는 상이하거나 동일할 수 있다. 표 1에 제시된 다음 재료 조합은 열 전달, 마모, 마찰, 헹굼 기능 및 혈액 입자 부착 방지 측면에서 특히 적합한 것으로 입증되었다.

표 1

[0072]

제 1 세라믹 재료	제 2 세라믹 재료	제 3 세라믹 재료
SIC	SIC	N/A
Al_2O_3	ATZ	N/A
ATZ	ZTA	N/A
DLC로 코팅된 ZTA	ATZ	N/A
ATZ	ATZ	ZTA

[0073] 표 1: 바람직한 재료 조합

[0074] 바람직하게는, 제 1 피벗 베어링 부재(118)의 제 1 세라믹 재료는 ZTA이고, 제 2 피벗 베어링 부재(120)의 제 2 세라믹 재료는 ATZ이다.

[0075] 전술한 바와 같이, 제 1 냉각 부재(144) 및 제 2 냉각 부재(148)는 각각 제 1 피벗 베어링 부재(118) 및 제 2 피벗 베어링 부재(120)의 재질보다 열전도율이 높은 재질로 이루어진다. 특히, 제 1 냉각 부재(144) 및 제 2 냉각 부재(148)는 은, 은 합금, 구리 또는 구리 합금으로 형성된다.

[0076] 물론, 위에서는 제 1 피벗 베어링 부재(118)가 구형 부분(124)을 포함하고 제 2 피벗 베어링 부재(120)가 제 1 구형 캡(134)을 포함한다고 설명했지만, 제 1 피벗 베어링 부재(118)가 구면 캡(134)을 포함한다는 점에서 배열이 뒤틀릴 수도 있다. 제 1 구형 캡과 제 2 피벗 베어링 부재(120)는 구형 부분을 포함한다. 이에 따른 실시예가 도 19-21을 참조하여 설명한다.

[0077] 도 19 및 도 20에 도시된 바와 같이, 제 1 피벗 베어링 부재(118)는 오목한 표면을 갖는 제 1 접합 부분(122), 즉 제 1 구형 캡(134) 또는 제 1 칼로트를 각각 포함할 수 있다. 따라서, 제 2 피벗 베어링 부재(120)는 볼록한 표면, 즉 구형 부분(124)을 갖는 제 2 접합 부분(132)을 포함할 수 있다.

[0078] 지지 요소(128)는 제 1 접합 부분(122)로부터 연장되는 슬롯(149)을 포함한다. 제 1 접합 부분(122)와 마주하는 지지 요소(128)의 엔드에서, 슬롯(149)은 지지 요소(128)의 전체 직경에 걸쳐 연장되어 분리된다. 제 1 구형 캡(134)을 두 부분으로 나눈다(도 21 참조).

[0079] 슬롯(149)은 제 1 피벗 베어링 부재(118) 및/또는 지지 요소(128)의 회전이 슬롯(149)의 일측면으로부터 슬롯의 다른측면으로 펌핑 작용을 일으키도록 구성된다. 슬롯(149)은 두 개의 평행한 측면에 의해 경계가 정해진다. 바람직하게는, 2개의 측면은 서로 평행하고/하거나 지지 요소(128)의 중간 평면에 평행하다. 슬롯(149)은 슬롯(149)의 전체 길이에 걸쳐 지지 요소(128)의 전체 직경에 걸쳐 연장되지 않는다. 제 1 접합 부분(122)을 향하는 슬롯(149)의 제 1 섹션에서, 슬롯(149)은 지지 요소(128)의 전체 직경에 걸쳐 연장된다(도 19 및 도 21 참조). 따라서, 슬롯(149)은 슬롯(149)의 제 1 섹션에서 지지 요소(128)의 양측 측면으로 연장된다. 슬롯(149)의 제 2 섹션에서, 슬롯은 지지 요소(128)의 일 측 측면까지만 연장된다. 슬롯의 슬롯 폭은 제 1 접촉부(122)로부터 멀어지는 방향으로 점진적으로 감소된다.

[0080] 지지 요소(128)는 제 1 접합 부분(122)로부터 레이디얼 베어링(42)을 향해 축방향으로 테이퍼진다. 특히, 지지

요소(128)의 직경은 슬롯(149)의 축방향 연장을 따라 더 크다. 물론, 지지 요소(128)는 또한 원통형 모양을 가지고 있다.

[0081] 또한, 개구(60)의 중심축(CA)은 슬롯(149)을 향한다. 임펠러(20)가 회전하는 동안 혈액은 개구(60)를 통해 베어링 수용 부분(44)으로 들어가고 슬롯(149) 내에서 제 2 피벗 베어링 부재(120)를 향해 안내된다. 제 1 접합 부분(122)와 제 2 접합 부분(132)의 접촉 영역에서 지지 요소(128)의 측면에 있는 슬롯(149)에서 접촉 영역이 냉각되고 헹궈진다.

[0082] 바람직하게는, 도 19 내지 도 21에 도시된 실시예에 대해, 제 1 피벗 베어링 부재(118)의 제 1 세라믹 재료는 ATZ이고, 제 2 피벗 베어링 부재(120)의 제 2 세라믹 재료는 ZTA이다.

[0083] 또한, 제 1 접합 부분(122)은 다이아몬드 코팅으로 코팅될 수 있다. 이와 관련하여, 제 2 접합 부분(132)도 다이아몬드 코팅으로 코팅될 수 있다. 다이아몬드 코팅은 화학 기상 증착(CVD) 다이아몬드 코팅일 수 있다. 다이아몬드 코팅은 전술한 바와 같이 세라믹 재료에 직접 적용될 수 있다. 물론, 다이아몬드 코팅은 티타늄, 티타늄 합금 또는 스테인레스 스틸과 같은 다른 재료로 각각 만들어진 제 1 접합 부분(122) 또는 제 2 접합 부분(132)에도 적용될 수 있다.

[0084] 다음으로, 레이디얼 베어링(42)에 대해 더욱 상세하게 설명한다.

[0085] 도 22는 레이디얼 베어링(42)을 사시 및 부분 절개도로 상세하게 도시한다. 레이디얼 베어링(42)은 제 1 레이디얼 베어링 부재(150)와 제 2 레이디얼 베어링 부재(152)를 포함한다. 제 1 레이디얼 베어링 부재(150)는 크라운(46)을 향하는 임펠러(20)의 축방향 엔드에 배치된다. 제 1 레이디얼 베어링 부재(150)는 접착될 수 있다. 또는 임펠러(20)에 압입 끼워맞춤된다. 제 1 레이디얼 베어링 부재(150)는 대략 원통형이고 원주 방향 돌출부 형태의 칼라(154)를 포함한다. 또한, 제 1 레이디얼 베어링 부재(150)는 제 1 레이디얼 베어링 부재(150)의 외주면을 따라 원주 방향으로 균일하게 분포되는 제 3 컷아웃(156)를 포함한다.

[0086] 도 22에서 알 수 있듯이, 제 3 컷아웃(156)는 제 1 레이디얼 베어링 부재(150)의 중심 축과 평행하지 않은 축방향 연장부를 갖고, 후자는 임펠러(20)의 회전 축(X)과 동심이다. 도시된 실시예에서는 총 2개의 제 3 컷아웃(156)가 제공된다.

[0087] 임펠러(20)의 본체(56)의 외주면은 또한 제 3 컷아웃(156)을 부드럽게 연장하는 일치하는 임펠러 컷아웃(158)을 포함한다. 칼라(154)는 고정자(66)를 향한 축방향으로 제 1 레이디얼 베어링 부재(150)의 축방향 이동을 제한하기 위해 임펠러(20)의 주 본체(56)에 인접한다.

[0088] 제 2 레이디얼 베어링 부재(152)는 크라운(46)의 중앙 관형 부분(48)에 배치된 링 형상 부재이다(도 1 및 2 참조). 제 2 레이디얼 베어링 부재(152)는 크라운(46)의 중앙 관형 부분(48)에 접착되거나 압입될 수 있다. 도 24에 도시된 바와 같이, 제 2 레이디얼 베어링 부재(152)는 균일하게 제공된 복수의 제 4 컷아웃(160)을 포함한다. 도시된 바와 같이, 제 4 컷아웃(160)은 제 2 레이디얼 베어링 부재(152)를 통해 반경방향으로 연장되고, 제 4 컷아웃(160)의 개방 엔드는 임펠러(20)를 향한다. 이 실시예에서, 3개의 제 4 컷아웃은 160개가 제공된다. 각각의 제 4 컷아웃(160)의 원주방향 연장은 제 1 베어링 부재(150)의 제 3 컷아웃(156) 사이의 원주방향 거리보다 작아서 제 1 베어링 부재(150)가 레이디얼 베어링(42)의 조립된 상태에서 제 2 베어링 부재(152)에 의해 안전하게 지지되는 것을 보장한다.

[0089] 제 3 컷아웃(156), 임펠러 컷아웃(158) 및 제 4 컷아웃(160)는 임펠러(20)가 회전할 때 혈류의 일부를 각 컷아웃을 따라 방향을 지정하여 레이디얼 베어링을 냉각시키기 위해 제공된다. 이는 레이디얼 베어링(42) 영역에 혈액 입자가 축적되는 것을 추가로 방지한다.

[0090] 또한, 칼라(146)는 레이디얼 베어링(42)의 조립 상태에서 제 2 레이디얼 베어링 부재(152)와 접촉하지 않는다. 오히려, 칼라(154)와 제 2 레이디얼 베어링 부재(152) 사이에는 정상적인 작동 조건 동안 축 방향으로 간격(G)이 형성된다. 혈액 펌프(10), 도 23 참조. 임펠러(20)가 회전하여 혈액을 혈류 입구(14)에서 혈류 출구(16)로 전달하는 경우에도 칼라(154)와 제 2 레이디얼 베어링 부재(150) 사이에는 인력 으로 인해 접촉이 발생하지 않는다. 즉, 고정자(66)의 방향으로 인력이 작용하므로 임펠러(20)는 회전 시 축방향으로 움직이지 않게 된다. 그러나, 칼라(154)는 오작동 시 고정자(66)로부터 멀어지는 방향으로 임펠러(20)의 축방향 이동을 제한하기 위해 비상 정지 장치를 형성한다.

[0091] 제 1 레이디얼 베어링 부재(150)와 제 2 레이디얼 베어링 부재(152)는 세라믹 재료, 금속 재료 또는 다이아몬드로 구성될 수 있다. 세라믹 재료는 SIC, ATZ, ZTA 또는 Al_2O_3 일 수 있다. 제 1 레이디얼 베어링 부재(150)와

제 2 레이디얼 베어링 부재(152)의 세라믹 재료는 동일할 수도 있고 다를 수도 있다. 또한, 세라믹 재료는 제 1 레이디얼 베어링 부재(150) 및/또는 제 2 레이디얼 베어링 부재(152)가 금속 재료, 특히 초경합금으로 제조되는 경우 코팅으로서 제공될 수 있다. 또한, 금속재료나 세라믹재료에 DLC를 코팅할 수도 있다. DLC 코팅은 붕소 도핑된 DLC 필름을 포함할 수 있다. 붕소 도핑된 DLC 필름은 접착력을 향상시키기 위해 붕소 도핑되지 않은 DLC 중간층에 배치될 수 있다. 다음 재료 조합이 특히 바람직한 것으로 밝혀졌다: SIC와 SIC, ATZ와 Al_2O_3, ATZ와 ZTA, 그리고 DLC로 코팅된 ATZ와 ZTA.

[0092] 바람직하게는, 제 1 레이디얼 베어링 부재(150)의 세라믹 재료는 ZTA이고, 제 2 레이디얼 베어링 부재(152)의 세라믹 재료는 ATZ이다.

[0093] 또한, 제 1 레이디얼 베어링 부재(150)는 다이아몬드 코팅으로 코팅될 수 있다. 이와 관련하여, 제 2 레이디얼 베어링 부재(152)도 다이아몬드 코팅으로 코팅될 수 있다. 다이아몬드 코팅은 화학 기상 증착(CVD) 다이아몬드 코팅일 수 있다. 다이아몬드 코팅은 전술한 바와 같이 세라믹 재료에 직접 적용될 수 있다. 물론, 다이아몬드 코팅은 각각 다른 재료, 예를 들어 티타늄, 티타늄 합금 또는 스테인레스강으로 만들어진 제 1 레이디얼 베어링 부재(150) 또는 제 2 레이디얼 베어링 부재(152)에도 적용될 수 있다.

[0094] 일반적으로, DLC로 세라믹 재료를 코팅하는 것은 DLC 코팅이 예를 들어 마모로 인해 손상되거나 제거된 경우에도 베어링 배열(40, 42)의 비상 작동 특성이 상대적으로 높다는 장점이 있다. 일반적으로 다이아몬드 코팅은 내마모성이 높고 생체 적합성이 높다는 장점이 있다.

[0095] 혈액 펌프의 기능

[0096] 인쇄 회로 기판(74)을 포함하는 제어 장치는 임펠러(20)의 자석(52)과 함께 작용하여 임펠러(20)가 회전 축(X)을 중심으로 회전하도록 하는 알려진 방식으로 고정자(66) 내에 회전 자기장을 생성한다. 임펠러(20)의 54(54)는 통로(18)를 거쳐 혈류 입구(14)로부터 혈류 출구(16)로 1차 혈류을 야기한다. 1차 혈류의 일부는 제 3 컷아웃(156)를 따라 방사형 베어링(42)을 따라 향하게 되며, 임펠러는 컷아웃(158) 및 제 4 컷아웃(160)은 레이디얼 베어링(42)을 냉각 및 세척하고 레이디얼 베어링(42) 영역에 혈액 입자가 축적되는 것을 방지하기 위한 것이다.

[0097] 임펠러(20)의 2차 블레이드(64)는 2차 혈류를 일으키고 혈액은 통로(18)로부터 개구(60)를 통해 베어링 수용부(44)로 끌려간다. 거기서, 2차 혈류는 제 1 컷아웃(138) 및 제 2 컷아웃(138)를 따라 안내된다. 피벗 베어링(40)을 냉각 및 세척하고 피벗 베어링(40) 영역에 혈액 입자가 축적되는 것을 방지하기 위해 아웃(140)(제공된 경우) 또는 슬롯(149)을 삽입한다. 이어서 2차 혈류은 베어링 수용 부분(44) 사이에 형성된 공간을 통해 빠져나간다. 임펠러(20)와 임펠러 지지 부분(102)는 혈류 출구(16)를 통해 혈액 펌프(10)에서 빠져나온다.

[0098] 예시적인 구현

[0099] 이미 설명한 바와 같이, 본 명세서에 설명된 기술은 다양한 방식으로 구현될 수 있다. 그 점에 있어서, 전술한 개시 내용은 다음의 예시적인 구현에 제시된 시스템, 방법, 및 이들의 조합 및 하위 조합을 포함하도록 의도되지만 이에 제한되지는 않는다. 바람직한 실시예는 다음 단락에 설명된다:

[0100] A1 혈액 펌프, 특히 혈관내 혈액 펌프로서, 혈류 입구와 혈류 출구가 통로로 연결되는 펌프 하우징과, 상기 펌프 하우징에 배치되는 임펠러와, 임펠러를 구동하는 구동 유닛을 포함한다.

[0101] A2 단락 A1에 따른 혈액 펌프, 상기 펌프 하우징은 구동 유닛 케이싱을 포함하고, 구동 유닛은 구동 유닛 케이싱 내에 배치되고, 구동 유닛은 고정자와 절연 조립체를 포함하고, 절연 조립체는 전기 누출을 방지하하도록 구성된다.

[0102] A3 단락 A2에 따른 혈액 펌프로서, 절연 조립체는 고정자와 구동 유닛 케이싱 사이의 접촉을 방지하기 위해 구동 유닛 케이싱으로부터 고정자를 이격시키도록 구성된 스페이서 조립체를 포함한다.

[0103] A4 단락 A3에 따른 혈액 펌프로서, 스페이서 조립체는 구동 유닛 케이싱의 내부 표면, 특히 구동 유닛 케이싱의 내부 주변 표면으로부터 고정자를 방사상으로 이격시키도록 구성된 스페이서를 포함한다.

[0104] A5 단락 A4에 따른 혈액 펌프, 상기 고정자는 임펠러로부터 멀리 향하는 카테터측 엔드를 가지며, 스페이서는 링 형상이고 관형 부분을 갖고, 관형 부분은 적어도 부분적으로 원주 방향으로 연장되고, 스페이서는 배치된다. 고정자가 스페이서의 관형 부분의 방사상 내부에 부분적으로 배치되도록 고정자의 카테터 측 엔드에 위치한다.

[0105] A6 단락 A5에 따른 혈액 펌프, 상기 스페이서의 관형 부분은 구동 유닛 케이싱의 내부 표면에 접해 있다.

[0106] A7 단락 A5 또는 A6에 따른 혈액 펌프, 상기 고정자는 고정자의 카테터측 엔드와 접촉하는 백플레이트를 포함하고, 백플레이트는 스페이서의 관형 부분의 방사상 내부에 배치된다.

[0107] A8 상기 단락 A3 내지 A7 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 구동 유닛은 인쇄 회로 기판을 더 포함하고, 인쇄 회로 기판은 적어도 부분적으로 스페이서 조립체의 방사상 내부에 배치된다.

[0108] A9 상기 단락 A2 내지 A8 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 절연 조립체는 고정자와 구동 유닛 케이싱 사이의 접촉을 방지하기 위해 구동 유닛 케이싱으로부터 고정자를 이격시키도록 구성된 전면 플레이트을 포함하는 혈액 펌프.

[0109] A10 단락 A9에 따른 혈액 펌프, 상기 고정자는 복수의 포스트, 및 포스트 주위에 배치된 코일 권선을 포함하고, 전면 플레이트은 중앙 부분과 외부 부분을 갖고, 복수의 전면 플레이트 레그는 중앙 부분과 링 형상의 외부 부분 사이에서 연장된다.

[0110] A11 단락 A10에 따른 혈액 펌프, 전면 플레이트 레그는 인접한 포스트로부터 복수의 포스트 각각을 원주방향으로 이격시키도록 구성되고, 복수의 포스트는 부분적으로 고리형 외부 부분의 반경방향 내향으로 배치되고, 외부는 부분은 바람직하게는 링 형상이다.

[0111] A12 상기 단락 A1 내지 A11 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 상기 고정자는 복수의 포스트, 및 포스트 주위에 배치된 코일 권선을 포함한다.

[0112] A13 상기 단락 A10 내지 A12 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 고정자는 방사상으로 연장되는 척추 다리를 갖는 척추를 포함하고, 척추 다리는 바람직하게는 인접한 포스트로부터 복수의 포스트 각각을 원주방향으로 이격시키도록 구성된다.

[0113] A14 단락 A10 내지 A13 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 절연 조립체는 복수의 수축 요소를 포함하고, 복수의 포스트 각각은 수축 요소 중 하나에 의해 적어도 부분적으로 둘러싸여 있다.

[0114] A15 상기 단락 A2 내지 A14 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 상기 고정자는 임펠러를 향하는 임펠러 측 엔드를 가지며, 절연 조립체는 전면 시트 를 더 포함하고, 전면 시트는 고정자와 드라이브 유닛 케이싱 사이의 접촉을 방지하기 위해 고정자의 임펠러 측 엔드를 커버한다.

[0115] A16 상기 단락 A2 내지 A15 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 절연 조립체는 적어도 부분적으로 비전기 전도성 재료로 구성되고, 절연 조립체는 바람직하게는 전체적으로 비전기 전도성 재료로 구성된다.

[0116] A17 상기 단락 A16에 따른 혈액 펌프, 상기 비전기 전도성 재료는 열가소성 재료, 바람직하게는 폴리 아릴에테르케톤이고, 상기 비전기 전도성 재료는 바람직하게는 폴리에테르에테르케톤이다.

[0117] A18 상기 단락 A1 내지 A17 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 구동 유닛 케이싱은 티타늄 또는 티타늄 합금으로 제조된다.

[0118] A19 상기 단락 A1 내지 A18 중 어느 한 단락에 따른 혈액 펌프, 구동 유닛 케이싱의 내부 표면은 비전기 전도성 코팅, 특히 다이아몬드형 탄소(DLC)로 적어도 부분적으로 코팅된다.

[0119] A20 상기 단락 A1 내지 A19 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 상기 고정자는 수축 요소에 의해 원주 방향으로 적어도 부분적으로 둘러싸여 있고/있거나 고정자는 비전기 전도성 코팅으로 적어도 부분적으로 코팅된다.

[0120] A21 상기 단락 A1 내지 A20 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 상기 혈액 펌프는 임펠러를 회전 가능하게 지지하는 베어링 배열을 더 포함하고, 상기 베어링 배열은 제 1 베어링 부재와 제 2 베어링 부재를 포함하는 적어도 하나의 베어링을 포함하고, 상기 제 1 베어링 부재는 제 1 접합 부분을 포함하고, 상기 제 2 베어링 부재는 제 2 접합 부분을 포함하고, 상기 제 1 접합 부분은 제 1 세라믹 재료를 포함하거나 제 1 세라믹 재료로 구성되고 및/또는 상기 제 2 접합 부분은 세라믹 재료 또는 제 2 세라믹 재료로 구성된다.

[0121] A22 단락 A21에 따른 혈액 펌프, 상기 제 1 세라믹 재료는 제 2 세라믹 재료와 상이하거나 제 1 세라믹 재료는 제 2 세라믹 재료와 동일하다.

[0122] A23 단락 A21 또는 A22에 따른 혈액 펌프, 상기 제 1 베어링 부재는 제 1 세라믹 재료로 전체적으로 구성되고 및/또는 제 2 베어링 부재는 제 2 세라믹 재료로 완전히 구성된다.

[0123] A24 단락 A21 또는 A22에 따른 혈액 펌프, 상기 제 1 접합 부분은 제 1 세라믹 재료로 코팅된 금속 재료, 특

히 초경합금으로 구성되고 및/또는 제 2 접합 부분은 금속 재료, 특히 제 2 세라믹 재료로 코팅된 초경합금으로 구성된다.

[0124] A25 상기 단락 A21 내지 A24 중 어느 한 단락에 따른 혈액 펌프, 상기 제 1 접합 부분은 다이아몬드 유사 탄소(DLC)로 코팅되고 및/또는 제 2 접합 부분은 다이아몬드 유사 탄소(DLC)로 코팅된다.

[0125] A26 상기 단락 A21 내지 A25 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 제 1 세라믹 재료는 SIC, ATZ, ZTA 또는 Al 2 O 3 중에서 선택된다.

[0126] A27 상기 단락 A21 내지 A26 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프로서, 제 2 세라믹 재료는 SIC, ATZ, ZTA 또는 Al_2O_3 중에서 선택된다.

[0127] A28 상기 단락 A21 내지 A27 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프로서, 제 1 베어링 부재는 적어도 부분적으로 다이아몬드로 구성되거나, 제 2 베어링 부재는 적어도 부분적으로 다이아몬드로 구성된다.

[0128] A29 상기 단락 A1 내지 A19 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 혈액 펌프는 임펠러를 회전 가능하게 지지하는 베어링 배열을 더 포함하고, 베어링 배열은 제 1 베어링 부재와 제 2 베어링 부재를 포함하는 적어도 제 1 베어링을 포함하고, 제 1 접합 부분을 포함하는 제 1 베어링 부재 및 제 2 접합 부분을 포함하는 제 2 베어링 부재를 포함하며, 제 1 접합 부분은 DLC로 코팅되고 및/또는 제 2 접합 부분은 DLC로 코팅된다.

[0129] A30 상기 단락 A25 내지 A29 중 어느 한 단락에 따른 혈액 펌프, DLC 코팅은 붕소 도핑된 DLC 필름을 포함하거나 이로 구성된다.

[0130] A31 상기 단락 A30 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, DLC 코팅은 DLC 중간층을 포함하고, 붕소 도핑된 DLC 필름은 DLC 중간층 상에 배치되는 혈액 펌프.

[0131] A32 단락 A30 또는 A31에 따른 혈액 펌프, 붕소 도핑된 DLC 필름은 0.01 내지 0.4의 붕소 대 탄소 비율을 포함한다. 바람직하게는 0.03 내지 0.1, 가장 바람직하게는 0.03이다.

[0132] A33 상기 단락 A1 내지 A19 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 상기 혈액 펌프는 임펠러를 회전 가능하게 지지하는 베어링 배열을 더 포함하고, 상기 베어링 배열은 제 1 베어링 부재와 제 2 베어링 부재를 포함하는 적어도 제 1 베어링을 포함하고, 제 1 접합 부분을 포함하는 제 1 베어링 부재 및 제 2 접합 부분을 포함하는 제 2 베어링 부재를 포함하며, 상기 제 1 접합 부분은 다이아몬드 코팅으로 코팅되고 및/또는 제 2 접합 부분은 다이아몬드 코팅으로 코팅된다.

[0133] A34 단락 A33에 따른 혈액 펌프, 상기 다이아몬드 코팅은 화학 기상 증착(CVD) 다이아몬드 코팅 또는 고압 고온(HPHT) 다이아몬드 코팅이다.

[0134] A35 상기 단락 A21 내지 A34 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 상기 제 1 접합 부분은 제 2 접합 부분와 적어도 부분적으로 접촉한다.

[0135] A36 단락 A35에 따른 혈액 펌프, 상기 제 1 접합 부분와 제 2 접합 부분 사이의 접촉은 점 접촉이다.

[0136] A37 상기 단락 A21 내지 A36 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 제 1 베어링 부재는 지지 요소와 볼을 포함하고, 지지 요소는 제 1 접합 부분을 포함하고, 볼은 제 1 접합 부분과 제 2 접합 부분에 인접한다.

[0137] A38 단락 A37에 따른 혈액 펌프로서, 볼은 제 3 세라믹 재료를 포함하거나 제 3 세라믹 재료로 구성되고, 제 3 세라믹 재료는 SIC, ATZ, ZTA 또는 Al_2O_3 중에서 선택된다.

[0138] A39 단락 A37에 따른 혈액 펌프, 상기 볼은 금속 재료, 특히 초경합금을 포함하거나 금속 재료, 특히 초경합금으로 구성된다.

[0139] A40 상기 단락 A37 내지 A39 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 볼은 다이아몬드형 탄소(DLC)로 코팅된다.

[0140] A41 단락 A37에 따른 혈액 펌프, 볼은 다이아몬드를 포함하거나 다이아몬드로 구성된다.

[0141] A42 상기 단락 A21 내지 A41 중 어느 한단락에 따른 혈액 펌프, 상기 제 1 베어링 부재는 상기 제 1 베어링 부재의 재료보다 더 높은 열 전도성을 갖는 재료로 채워진 제 1 중공 부분을 포함하고, 및/또는 제 2 베어링 부재는 제 2 베어링 부재의 재료보다 더 높은 열 전도성을 갖는 재료로 채워진 제 2 중공 부분을 포함하며, 높은 열 전도성을 갖는 재료는 바람직하게는 은, 은 합금, 구리, 구리 합금 및 다이아몬드 중 하나이다.

[0142] A43 상기 단락 A21 내지 A42 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 베어링 배열은 제 1 베어링 및 제 2 베어링을 포함한다.

[0143] A44 상기 단락 A43에 따른 혈액 펌프, 제 1 베어링은 피벗 베어링이고 제 2 베어링은 방사상 베어링이다.

[0144] A45 상기 단락 A1 내지 A44 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 상기 혈액 펌프는 임펠러를 회전 가능하게 지지하는 베어링 배열을 더 포함하고, 상기 베어링 배열은 적어도 하나의 피벗 베어링을 포함한다.

[0145] A46 단락 A45에 따른 혈액 펌프, 상기 피벗 베어링은 제 1 피벗 베어링 부재와 제 2 피벗 베어링 부재를 포함하고, 제 1 피벗 베어링 부재는 제 2 피벗 베어링 부재에 대해 피벗 가능하고, 제 1 피벗 베어링 부재는 제 1 접합 부분이고, 제 2 피벗 베어링 부재는 제 2 접합 부분을 포함하고, 제 1 피벗 베어링 부재의 제 1 접합 부분은 제 2 피벗 베어링 부재의 제 2 접합 부분와 적어도 부분적으로 접촉한다.

[0146] A47 단락 A46에 따른 혈액 펌프, 제 1 피벗 베어링 부재의 제 1 접합 부분와 제 2 피벗 베어링 부재의 제 2 접합 부분 사이의 접촉은 점 접촉이다.

[0147] A48 단락 A46 또는 A47에 따른 혈액 펌프, 제 1 피벗 베어링 부재의 제 1 접합 부분은 구형 부분을 포함하고, 제 2 피벗 베어링 부재의 제 2 접합 부분은 제 1 구형 캡을 포함하며, 구형 부분은 구형 캡과 인접한다.

[0148] A49 단락 A 48에 따른 혈액 펌프, 제 1 구형 캡은 제 1 칼로트이다.

[0149] A50 단락 A48 또는 A49에 따른 혈액 펌프, 제 1 구형 캡은 오목한 표면을 갖고/거나 구형 부분은 볼록한 표면을 갖는다.

[0150] 상기 단락 A48 내지 A50 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 구형 부분은 제 1 반경을 갖고, 제 1 구형 캡은 제 2 반경을 갖고, 제 2 반경은 제 1 반경보다 크다.

[0151] A52 상기 단락 A48 내지 A50 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 제 1 피벗 베어링 부재는 지지 요소와 볼을 포함하고, 볼은 지지 요소에 접하고 구형 부분을 포함한다.

[0152] A53 단락 A52에 따른 혈액 펌프, 지지 요소는 제 3 반경을 갖는 제 2 구형 캡을 포함하고, 볼은 제 2 구형 캡에 접하고 제 3 반경은 제 1 반경보다 더 크다.

[0153] A54 단락 A53에 따른 혈액 펌프, 제 2 구형 캡은 제 2 칼로트인다.

[0154] A55 단락 A53 또는 A54에 따른 혈액 펌프, 제 2 구형 캡은 오목한 표면을 갖는다.

[0155] A56 상기 단락 A52 내지 A55 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 볼은 지지 요소에 고정된다.

[0156] A57 상기 단락 A46 내지 A56 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 제 1 피벗 베어링 부재의 제 1 접합 부분은 적어도 하나의 제 1 컷아웃, 바람직하게는 제 1 접합 부분의 원주를 따라 균일하게 분포된 복수의 제 1 컷아웃을 포함한다.

[0157] A58 상기 단락 A46 내지 A57 중 어느 한 항에 따른 혈액 펌프, 제 2 피벗 베어링 부재의 제 2 접합 부분은 적어도 하나의 제 2 컷아웃, 바람직하게는 제 2 접합 부분의 원주를 따라 균일하게 분포된 복수의 제 2 컷아웃을 포함한다.

[0158] A59 단락 A58에 따른 혈액 펌프, 적어도 하나의 제 2 컷아웃의 축방향 확장부는 제 2 피벗 베어링 부재의 주축과 평행하지 않거나 적어도 하나의 제 2 컷아웃의 축방향 확장부는 평행하다 제 2 피벗 베어링 부재의 주축에 연결된다.

[0159] A60 단락 A46에 따른 혈액 펌프, 제 1 피벗 베어링 부재는 제 1 접합 부분으로부터 연장되는 슬롯을 포함한다.

[0160] A61 단락 A60에 따른 혈액 펌프, 슬롯은 제 1 피벗 베어링 부재의 제 1 접합 부분을 두 부분으로 분리한다.

[0161] A62 단락 A60 또는 A61에 따른 혈액 펌프, 슬롯은 제 1 피벗 베어링 부재의 회전이 슬롯의 일 측면에서 슬롯의 다른 측면으로 펌핑 작용을 일으키도록 구성된다.

[0162] A63 상기 단락 A60 내지 A62 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 상기 a) 슬롯은 두 개의 평행한 측면 표면에 의해 경계가 정해지고, 두 측면은 바람직하게는 서로 평행하고 및/또는 지지요소의 중간 평면에 평행하다. 및/또는 b) 슬롯은 슬롯의 전체 길이에 걸친 지지 요소의 전체 직경에 걸쳐 연장되지 않는다.

[0163] A64 항목 A46 내지 A63 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 임펠러는 내부에 베어링 수용 부분 및 통로를 베어링

수용 부분과 연결하는 적어도 하나의 개구를 포함하고, 피벗 베어링은 혈액 펌프 베어링 수용 부분 내에 적어도 부분적으로 배치된다.

[0164] A65 단락 A64에 따른 혈액 펌프, 개구는 제 2 피벗 베어링 부재의 제 2 접합 부분을 향하는 중심 축을 갖는다.

[0165] A66 단락 A64 또는 A65에 따른 혈액 펌프, 임펠러는 본체와 본체의 외주면으로부터 나선형으로 돌출하는 적어도 하나의 1차 블레이드를 포함하고, 개구는 임펠러의 외주면에 제공된 입구를 포함하고, 본체의 원주 방향으로 상기 흡입구 옆에 적어도 하나의 1차 블레이드가 배치된다.

[0166] A67 단락 A66에 따른 혈액 펌프, 입구는 적어도 하나의 주 블레이드의 축방향 연장부 내에 원주방향으로 배치된다.

[0167] A68 상기 단락 A46 내지 A67 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 상기 제 1 피벗 베어링 부재는 임펠러에 부착되고 제 2 피벗 베어링 부재는 펌프 하우징에 부착된다.

[0168] A69 상기 단락 A45 내지 A68 중 어느 한단락에 따른 혈액 펌프, 베어링 배열은 적어도 하나의 방사형 베어링을 더 포함하고, 피벗 베어링은 임펠러의 한 지점에서 하우징에 대해 임펠러를 회전 가능하게 지지하고, 방사형 베어링은 베어링은 임펠러의 다른 지점에서 임펠러를 하우징에 대해 회전 가능하게 지지하고, 구동 유닛은 임펠러를 하우징에 대해 회전 가능하게 구동하도록 구성된 비접촉 전자기 구동 유닛이고, 구동 유닛은 임펠러에 인력을 추가로 설정한다.

[0169] A70 단락 A69에 따른 혈액 펌프, 인력은 혈류 입구로부터 멀어지는 방향으로 형성되어 축방향 힘이 레이디얼 베어링에 작용하지 않는다.

[0170] A71 단락 A59 또는 A70에 따른 혈액 펌프, 상기 레이디얼 베어링은 제 1 레이디얼 베어링 부재와 제 2 레이디얼 베어링 부재를 포함하고, 제 1 레이디얼 베어링 부재는 임펠러에 부착되고, 제 2 레이디얼 베어링 부재는 임펠러에 부착된다. 상기 제 1 레이디얼 베어링 부재는 칼라를 포함하고, 상기 칼라는 상기 제 1 레이디얼 베어링 부재의 외주면으로부터 원주 방향으로 적어도 부분적으로 연장되고, 상기 칼라는 상기 제 2 레이디얼 베어링 부재에 인접하게 제공되고, 간격은 다음과 같은 펌프 하우징 칼라와 제 2 레이디얼 베어링 부재 사이에 축 방향으로 형성된다.

[0171] A72 단락 A71에 따른 혈액 펌프, 상기 축방향 힘은 칼라에 작용하지 않는다.

[0172] A 73 단락 A71 또는 A72에 따른 혈액 펌프, 칼라는 하우징에 대한 임펠러의 축방향 이동을 제한하는 비상 접합 칼라이다.

[0173] A74 상기 단락 A45 내지 A73 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 상기 피벗 베어링 부재는 접착 및/또는 압입을 통해 부착되고 및/또는 방사형 베어링 부재는 접착 및/또는 압입을 통해 부착된다.

[0174] A75 상기 단락 A1 내지 A74 중 어느 한단락에 따른 혈액 펌프, 혈액 펌프는 고정자를 더 포함하고, 펌프 하우징은 축방향 일측 엔드에 카테터 부착 부분과 다른 축방향 엔드에 임펠러 지지 부분을 갖춘 구동 유닛 케이싱을 포함한다. 고정자는 구동 유닛 케이싱 내에 배치되고, 구동 유닛 케이싱은 적어도 부분적으로 포팅 재료로 채워진다.

[0175] A76 단락 A7 5에 따른 혈액 펌프, 상기 포팅 재료는 임펠러 지지 부분과 접촉한다.

[0176] A77 단락 A76에 따른 혈액 펌프, 포팅 재료는 에폭시 수지, 바람직하게는 에폭시 수지와 산화알루미늄의 혼합물, 바람직하게는 EpoTek® 301과 Al_2O_3 분말의 혼합물, 바람직하게는 1:1.5의 혼합물을 포함한다.

[0177] A78 상기 단락 A75 내지 A77 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 임펠러 지지 부분은 필름형 부분과 돌출 핀을 포함하고, 돌출 핀은 임펠러를 회전 가능하게 지지하도록 구성된다.

[0178] A79 단락 A 78에 따른 혈액 펌프, 상기 필름형 부분은 60㎛ 내지 80㎛, 바람직하게는 70㎛의 두께를 갖는다.

[0179] A80 단락 A78 또는 A79에 따른 혈액 펌프, 돌출 핀은 필름형 부분과 일체로 형성된다.

[0180] A81 상기 단락 A78 내지 A80 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 돌출 핀의 중심 축은 임펠러의 회전 축과 동심이다.

[0181] A82 상기 단락 A78 내지 A81 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 둥근 전이 부분은 필름형 부분과 돌출 핀 사이에

제공된다.

[0182] A83 상기 단락 A75 내지 A82 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 적어도 하나의 보강 부재는 임펠러 지지 부분으로부터 카테터 부착 부분 방향으로 돌출되고, 보강 부재는 바람직하게는 구동 유닛의 내부로 돌출한다.

[0183] A84 단락 A83에 따른 혈액 펌프, 보강 부재는 축 방향으로 돌출하고, 포팅 재료는 필름형 부분을 보강한다.

[0184] A85 단락 A83 또는 A84에 따른 혈액 펌프, 포팅 재료는 적어도 하나의 보강 부재를 둘러싼다.

[0185] A86 상기 단락 A83 내지 A85 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 적어도 하나의 보강 부재는 임펠러의 회전 축과 동심원이다.

[0186] A87 상기 단락 A1 내지 A86 중 어느 하나에 따른 혈액 펌프, 상기 펌프 하우징은 구동 유닛 케이싱을 포함하고, 임펠러는 1차 혈류을 설정하도록 구성된 적어도 하나의 1차 블레이드를 갖고, 임펠러는 케이싱 측을 가지며, 케이싱측 엔드는 구동 유닛 케이싱을 향하고, 케이싱측 엔드에는 2차 혈류를 형성하도록 복수의 2차 블레이드가 제공된다.

[0187] A88 단락 A87에 따른 혈액 펌프, 임펠러는 회전축을 갖고, 각각의 2차 블레이드는 회전축에 대해 비반경방향으로 연장된다.

[0188] A89 단락 A87 또는 A88에 따른 혈액 펌프, 상기 각각의 2차 블레이드는 베이스 포인트과 엔드 포인트를 갖고, 베이스 포인트는 기본 원에 위치하고 엔드 포인트는 엔드 서클에 위치하며, 기본 원은 상기 엔드 서클은 공통 중심 포인트과 동심원이고, 상기 2차 블레이드 중 어느 하나의 기저점과 엔드 포인트를 잇는 직선이 중심 포인트를 통과하지 않는다.

[0189] A90 단락 A89에 따른 혈액 펌프, 복수의 2차 블레이드 각각은 각각의 직선에 대해 곡선이다.

[0190] A91 상기 단락 A1 내지 A90 중 어느 한단락에 따른 혈액 펌프, 펌프 하우징은 카테터 부착 부분을 포함하고, 카테터 부착 부분은 카테터의 나선형 부재와 나사 결합되도록 구성된 외주면 상의 나사 구조를 포함한다.

[0191] A92 단락 A91에 따른 혈액 펌프, 상기 혈액 펌프는 나선형 부재를 갖는 카테터를 포함하고, 카테터는 나선형 부재가 나사산 구조에 나사식으로 결합된다는 점에서 카테터 부착 부분에 부착되고, 나선형 부재는 바람직하게는 니티놀-코일이다.

[0192] 본 명세서에서 사용된 "대략", "약", "실질적으로" 및 이와 유사한 용어는 본 개시의 주제와 관련된 당업자에게 일반적이고 통용되는 용법과 조화를 이루는 광범위한 의미를 갖도록 의도되었다. 본 발명을 검토하는 당업자는 이러한 용어가 이러한 특징의 범위를 제공된 정확한 수치 범위로 제한하지 않고 기술된 특정 특징에 대한 설명을 허용하기 위한 것임을 이해해야 한다. 따라서, 이러한 용어는 설명된 주제의 실질적이지 않거나 중요하지 않은 수정 또는 변경도 본 발명의 범위 내에 있는 것으로 간주된다는 의미로 해석되어야 한다. 여기에 사용된 "적어도 일부" 또는 "부분적으로"라는 용어는 각각 일부와 전체 또는 전체를 모두 의미한다.

부호의 설명

[0193]

10:	혈액 펌프	12:	펌프 하우징
14:	혈류 입구	16:	혈류출구
18:	통로	20:	임펠러
22:	구동 유닛 케이싱	24:	임펠러 케이싱
26:	구동 유닛	28:	캐뉼러 부착 부분
30:	카테터	32:	카테터 부착 부분
34:	카테터 부착 부분의 관형부	36:	스레딩 구조
38:	나선형 부재/니티놀-코일	40:	제 1 베어링/피벗 베어링
42	제 2 베어링/레이디얼 베어링	44:	베어링 수용부
46:	크라운	48:	크라운의 중앙 관형 부분

50: 연결 암 52: 자석

54: 1차 블레이드 56: 임펠러 본체

58: 개구 60: 입구

62: 임펠러 케이싱측 끝단 64: 2차 블레이드

65 2차 보조 블레이드 66: 고정자

68: 절연 조립체 70: 포스트

72: 코일 권선 74: 제어/인쇄회로기판

76: 백플레이트 78: 고정자의 카테터측 엔드

80: 백본 82: 백본 레그

84: 스페이서 86: 전면 플레이트

88: 전면 시트 90: 스페이서 조립체

92: 스페이서의 관형부 94: 전면 플레이트 중앙 부분

96: 전면 플레이트 외측 부분 98: 전면 플레이트 레그

100: 고정자의 임펠러 측 엔드 102: 임펠러 지지 부분

104: 임펠러 지지 부분의 관형부재 106: 필름형 부분

108: 돌출핀 110: 연결부

112: 천이 부분 114: 포팅재료

116: 보강 부재

118: 제 1베어링부재/제 1피벗 베어링부재

120: 제 2베어링부재/제 2피벗 베어링부재

122: 제 1 접합 부분 124: 구형 부분

126: 볼 128: 지지 요소

130: 피팅핀 132: 제 2 접합 부분

134: 제 1구형캡/제 1칼로트 136: 제 2구형캡/제 2칼로트

138: 제 1 컷아웃 140: 제 2 컷아웃

142: 제 1 중공 부분 144: 제 1 냉각부재

146: 제 2 중공 부분 148: 제 2 냉각부재

149: 슬롯 150: 제 1 레이디얼 베어링 부재

152: 제 2 레이디얼 베어링 부재 154: 칼라

156: 제 3 컷아웃 158: 임펠러 컷아웃

160: 제 4 컷아웃 X: 회전축

CA: 개구 중심축 CCP: 공통 중심 포인트

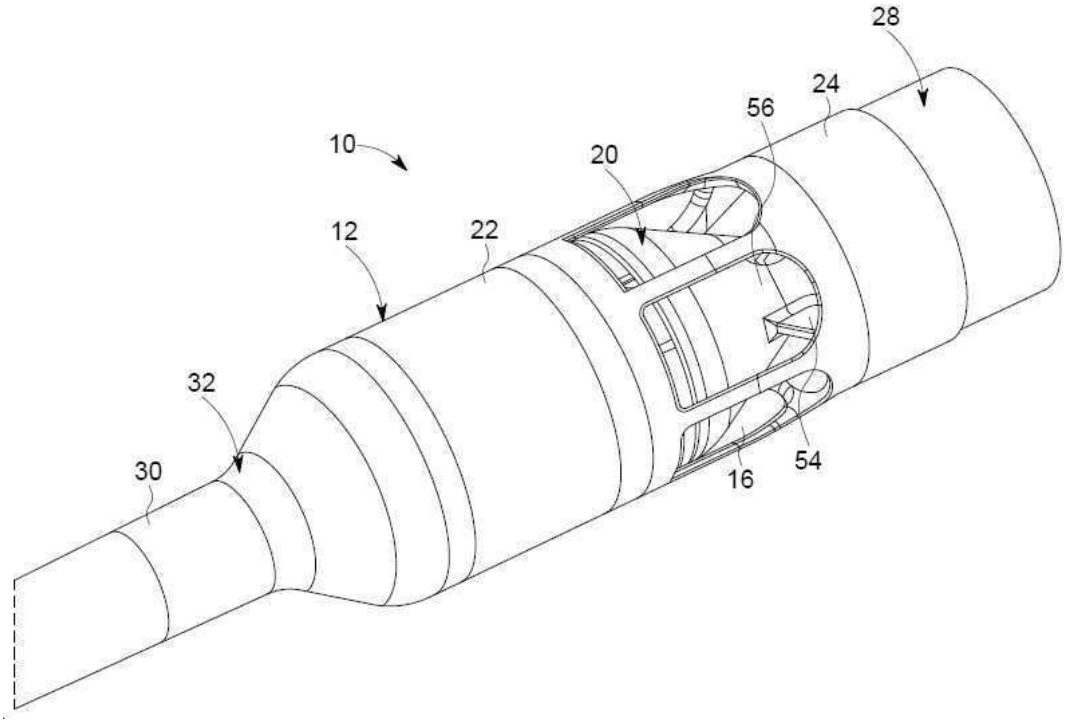
BP: 베이스 포인트 BC: 베이스 서클

EP: 엔드 포인트 EC: 엔드 서클

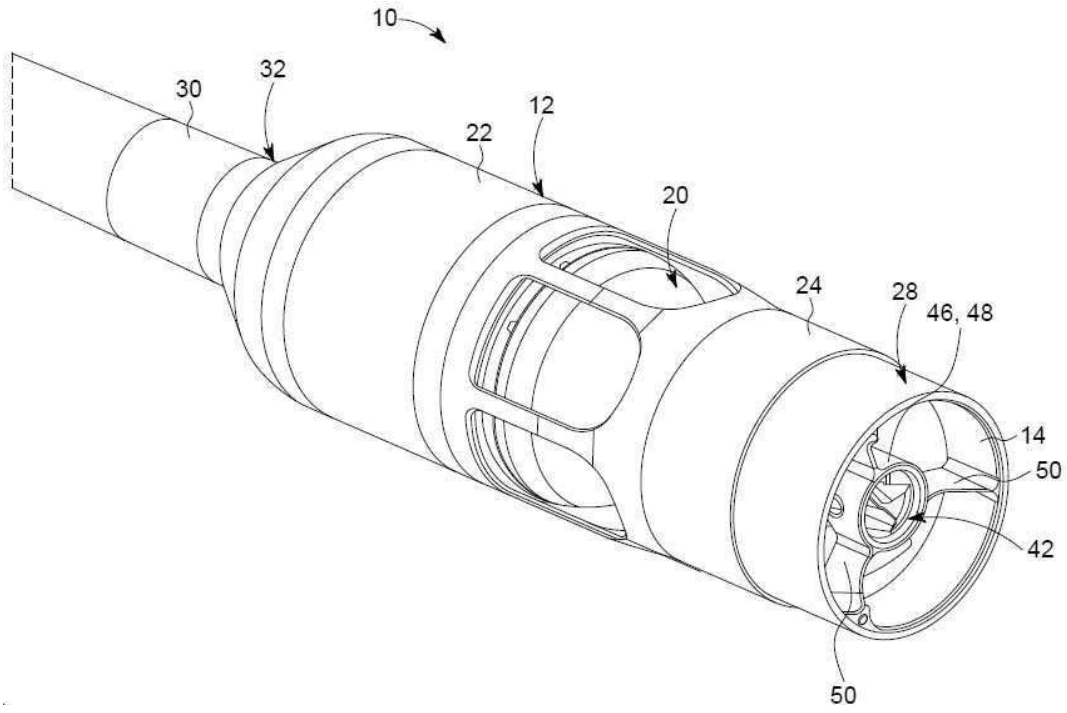
G: 갭 SL: 직선

도면

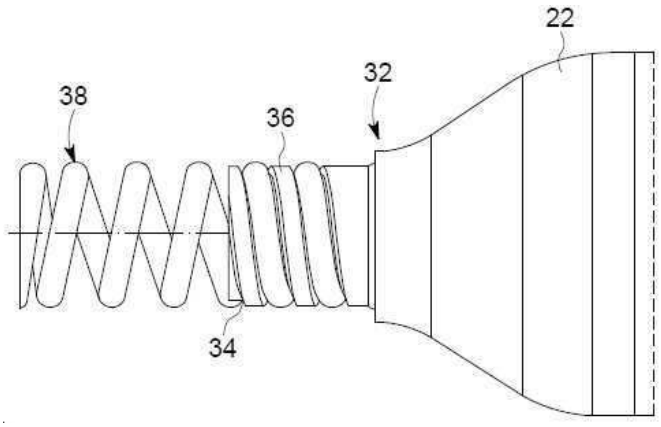
도면1


28
24
56
10
20
12
22
32
30
16
54

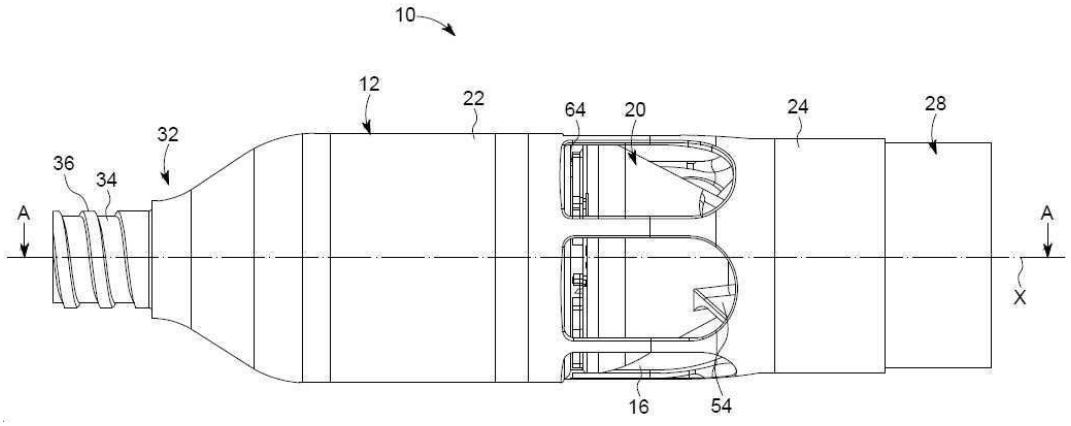
도면2


10
30
32
22
12
20
24
28
46, 48
14
50
42
50

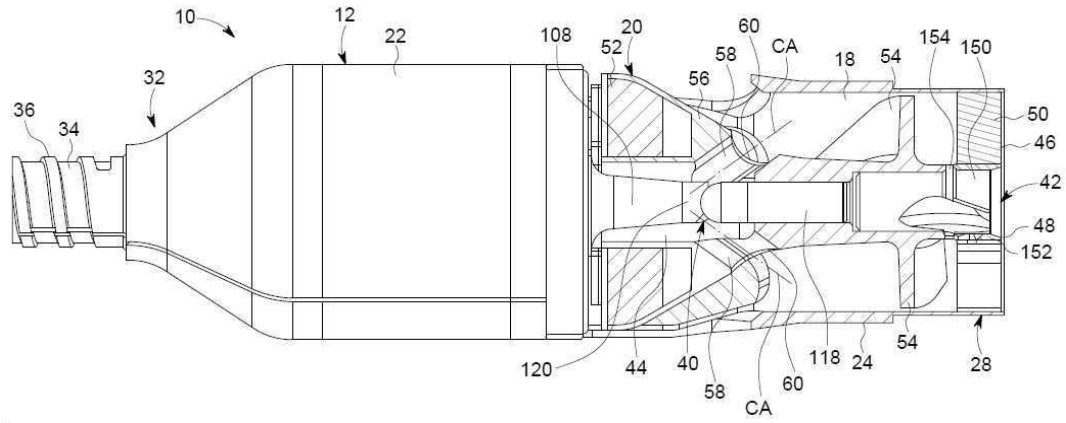
도면3


22
32
38
36
34

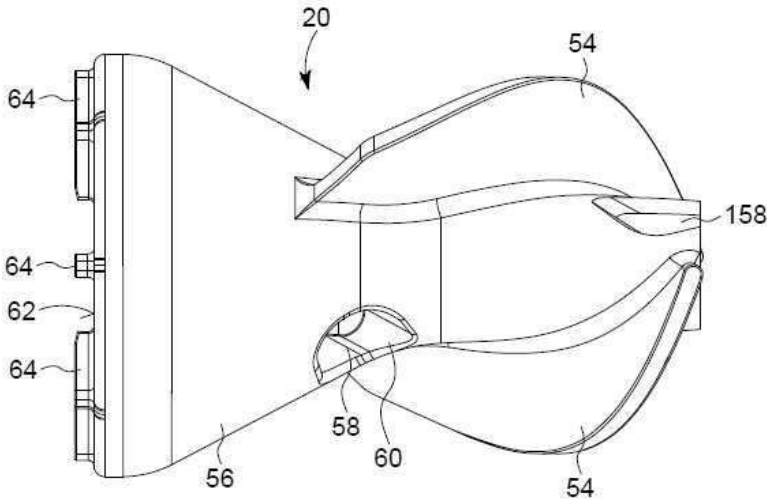
도면4


10
12
22
64
20
24
28
32
36
34
A
A
X
16
54

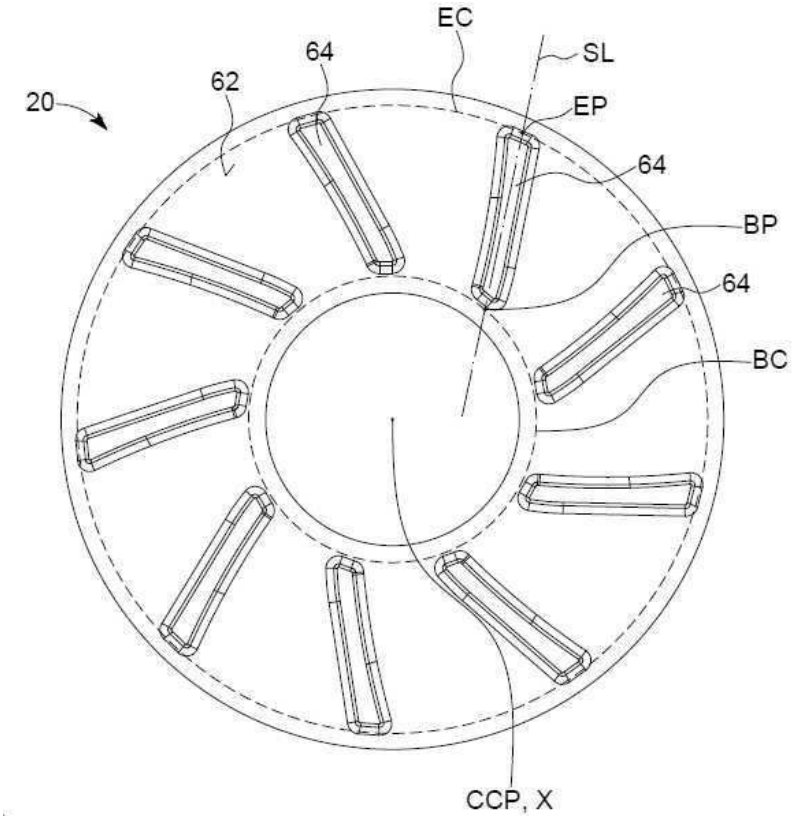
도면5


10
12
22
108
20
52
60
CA
58
56
18
54
154
150
50
46
42
48
152
32
36
34
120
44
40
58
CA
60
118
24
54
28

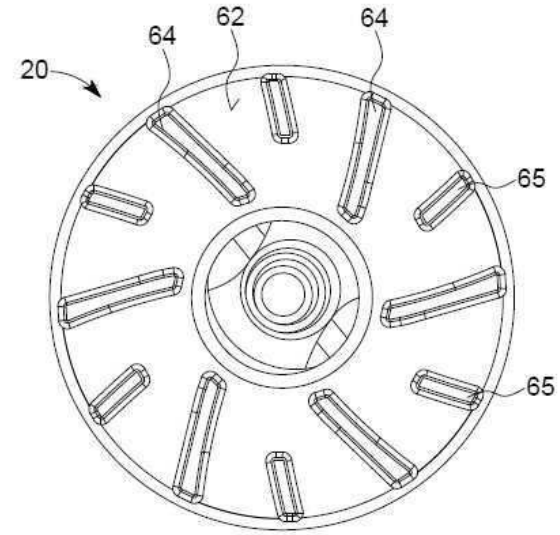
도면6



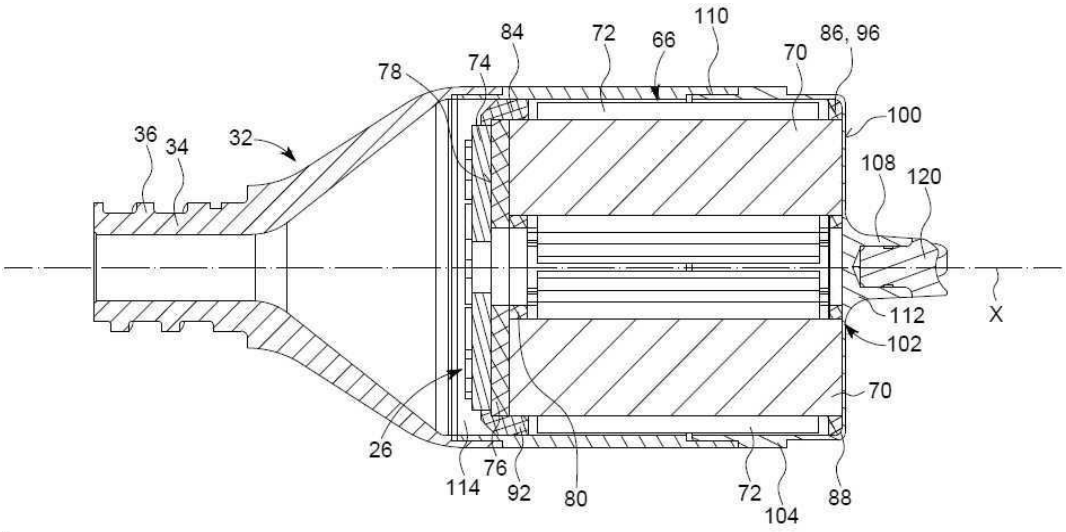
도면7



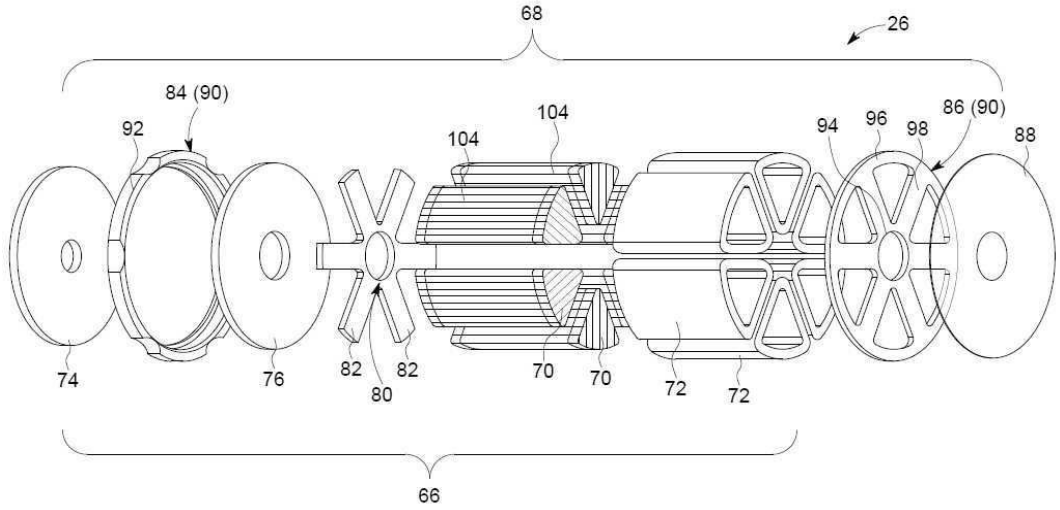
도면8


20
64
62
64
65
65

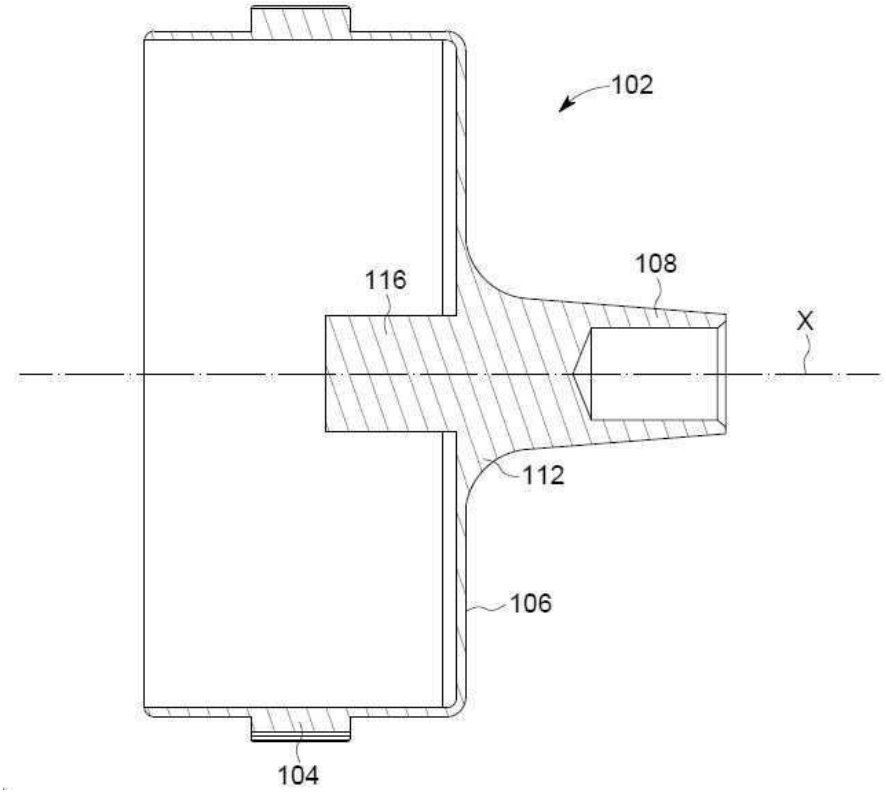
도면9


84
72
66
110
86, 96
70
78
74
100
36
34
32
108
120
112
X
102
70
26
76
114
92
80
72
104
88

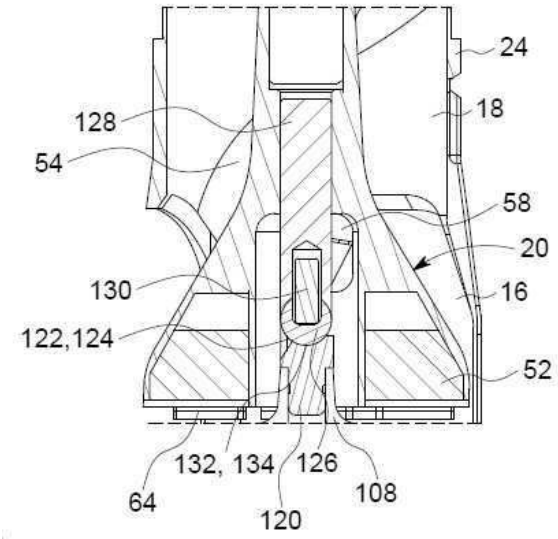
도면10


68
26
84 (90)
92
104
104
94
96
98
86 (90)
88
74
76
82
80
82
70
70
72
72
66

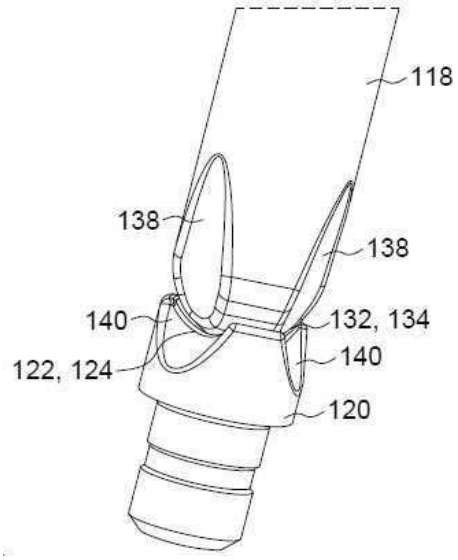
도면11


102
116
108
X
112
106
104

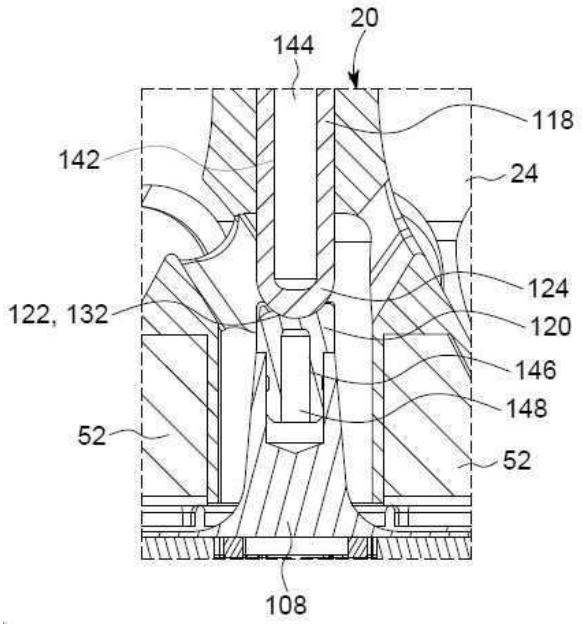
도면12


24
18
128
54
58
20
130
16
122,124
52
132, 134
126
108
64
120

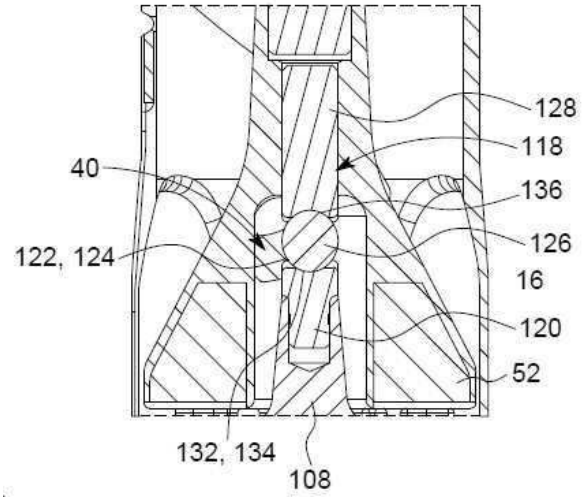
도면13


118
138
138
140
132, 134
122, 124
140
120

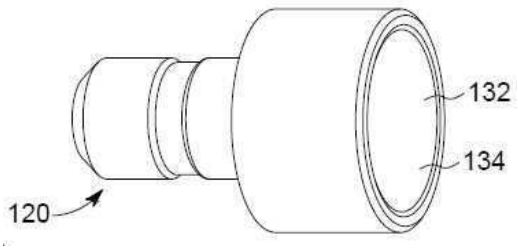
도면14



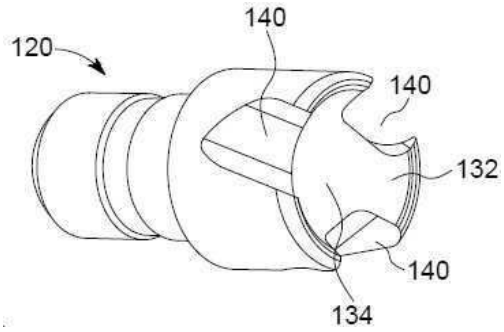
도면15



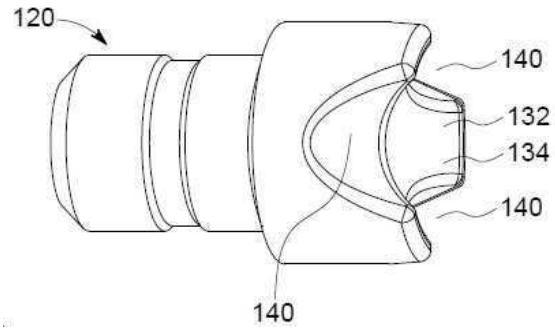
도면16



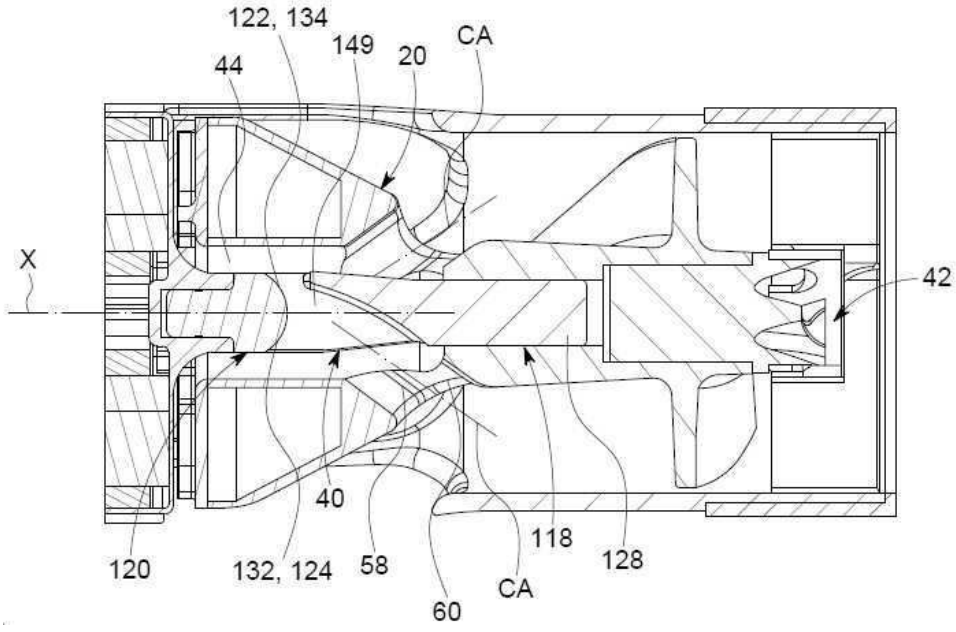
도면17



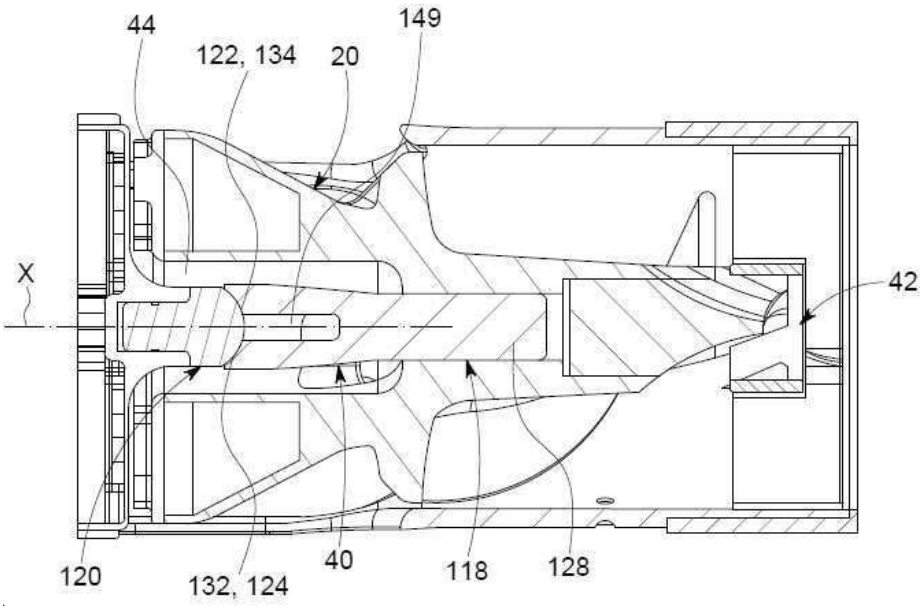
도면18



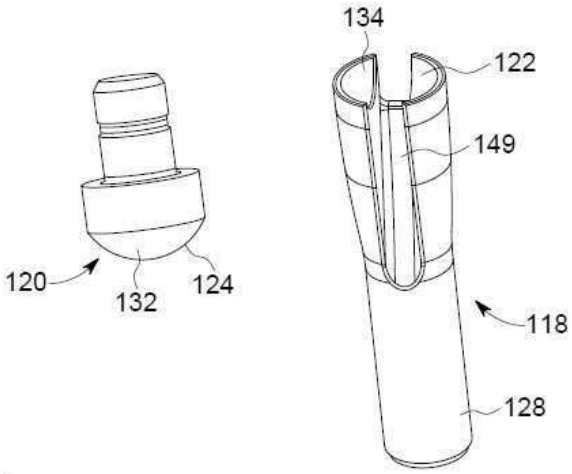
도면19



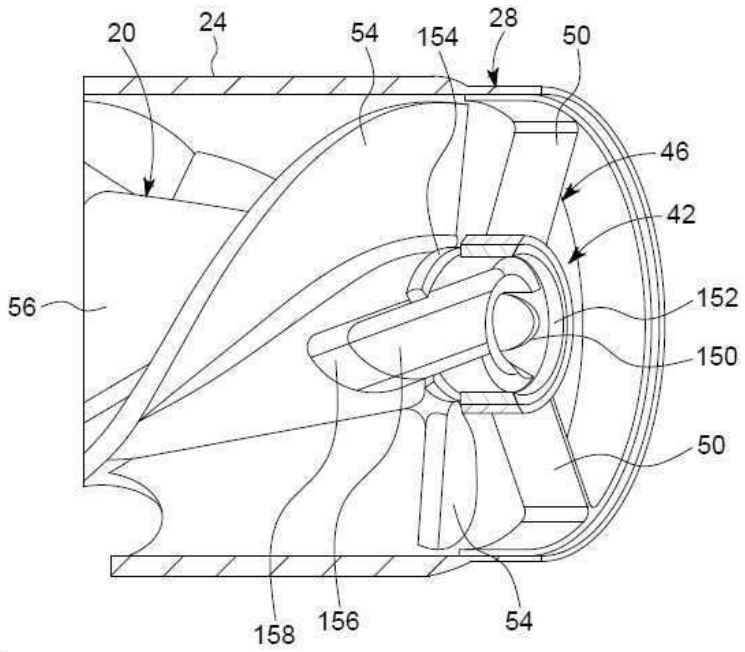
도면20


44
122, 134
20
149
X
42
120
132, 124
40
118
128

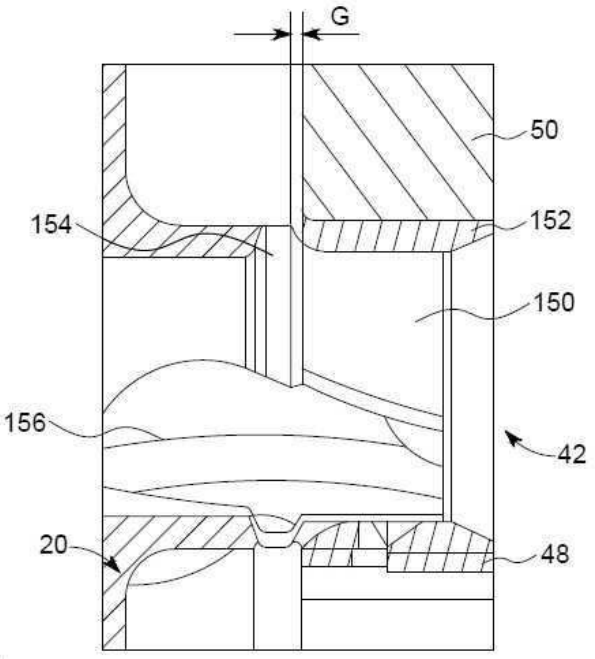
도면21


134
122
149
120
132
124
118
128

도면22


20
24
54
154
28
50
46
42
56
152
150
50
158
156
54

도면23


G
50
154
152
150
156
42
20
48

도면24

