(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2022년04월14일
(11) 등록번호 10-2386412
(24) 등록일자 2022년04월11일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61M 60/422 (2021.01) *A61M 60/135* (2021.01)
A61M 60/148 (2021.01) *A61M 60/818* (2021.01)
A61M 60/824 (2021.01) *A61M 60/829* (2021.01)
(52) CPC특허분류
A61M 60/422 (2021.01)
A61M 60/135 (2021.01)
(21) 출원번호 10-2021-7021215(분할)
(22) 출원일자(국제) 2013년02월14일
심사청구일자 2021년07월30일
(85) 번역문제출일자 2021년07월06일
(65) 공개번호 10-2021-0088755
(43) 공개일자 2021년07월14일
(62) 원출원 특허 10-2020-7037059
원출원일자(국제) 2013년02월14일
심사청구일자 2021년01월15일
(86) 국제출원번호 PCT/EP2013/053001
(87) 국제공개번호 WO 2013/120957
국제공개일자 2013년08월22일
(30) 우선권주장
10 2012 202 411.5 2012년02월16일 독일(DE)
(56) 선행기술조사문헌
JP2000512191 A
US20100174131 A1
US04944722 A
US05211546 A

(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
키르히호프, 프랭크
독일 아헨 52074 노이엔호페 베그 3 아비오메드 유럽 게엠베하 씨/오
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인 수

전체 청구항 수 : 총 15 항 심사관 : 정재철

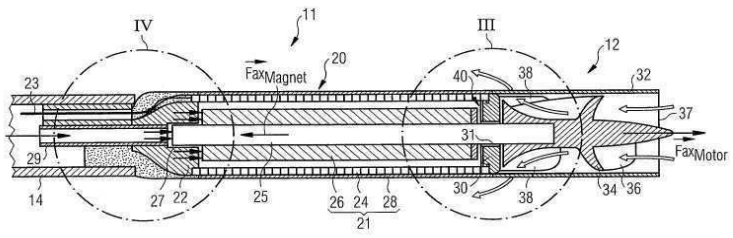
(54) 발명의 명칭 **혈관내 혈액 펌프**

(57) 요 약

본 발명은 혈관내 혈액 펌프(10)와 관한 것으로, 이 혈관내 혈액 펌프는 구동부(11), 구동부의 선단에 고정된 카테터(14), 및 구동부의 말단에 고정된 펌프부(12)를 포함한다. 상기 혈관내 혈액 펌프는 전기 모터(21)를 구비하고, 그의 모터 샤프트(25)는 구동부(11)에서 두 개의 방사형 평면 베어링(27, 31) 및 축방향 평면 베어링(40)

(뒷면에 계속)

대 표 도 - 도2



에 의해 지지된다. 동작 중에, 린스액은 축방향 평면 베어링(40)의 베어링 갭을 통해서 그리고 구동부(11)의 말단부에 있는 방사형 평면 베어링(31)을 통해서 더 펌핑된다. 린스액은 고점성, 예를 들어, 20% 글루코스 용액이다.

(52) CPC특허분류
A61M 60/148 (2021.01)
A61M 60/818 (2021.01)
A61M 60/824 (2021.01)
A61M 60/829 (2021.01)

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

미헬스, 디르크
독일 아헨 52074 노이엔호페 베그 3 아비오메드 유럽 게엠베하 씨/오

명 세 서

청구범위

청구항 1

혈관내(intravascular) 혈액 펌프(10)로서,

선단부(proximal end) 및 말단부(distal end)를 갖는 모터 하우징(20) 및 상기 모터 하우징(20) 내에 배치되고 모터 샤프트(25)에 제공된 고정자 및 회전자를 갖는 전기 모터(21)를 구비하는 구동부(11) - 상기 모터 샤프트(25)는, 상기 모터 하우징(20)의 상기 말단부로부터 일단에서 돌출되고 상기 모터 하우징(20)의 상기 선단부의 방사형 베어링(27) 내 및 상기 모터 하우징(20)의 상기 말단부의 방사형 베어링(31) 내의 상기 모터 하우징(20) 내에 방사형으로 장착되는 모터 샤프트(25)를 포함하되, 상기 모터 샤프트(25)는 적어도 하나의 축방향 슬라이딩 베어링(40) 또는 방사형-축방향 슬라이딩 베어링(46)에 의해 축방향으로 상기 모터 하우징(20) 내에 장착됨 - ,

상기 모터 하우징(20)의 상기 선단부에 연결되고 상기 전기 모터(21)로의 전력 공급을 위한 라인(23)이 연장되는 카테터(14),

상기 모터 하우징(20)의 상기 말단부에 고정된 튜블러 펌프 하우징(32), 및 상기 모터 하우징(20)의 상기 말단부로부터 돌출되는 상기 모터 샤프트(25)의 상기 일단에 안착되고 상기 튜블러 펌프 하우징(32) 내에서 회전가능한 임펠러(34)를 구비하는 펌프부(12), 및

퍼지 유체 라인(29) - 상기 퍼지 유체 라인(29)은, 상기 퍼지 유체 라인(29)을 통해 공급되는 유체가 상기 회전자 및 상기 고정자 사이를 통해 흐르도록 배치되고, 축방향 슬라이딩 베어링(40) 및 상기 모터 하우징(20)의 말단부에 배치된 상기 방사형 베어링(31)의 베어링 갭, 또는 상기 방사형-축방향 슬라이딩 베어링(46)의 베어링 갭을 통해 흐르도록 더 배치되는 혈관내 혈액 펌프.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 축방향 슬라이딩 베어링(40) 또는 상기 방사형-축방향 슬라이딩 베어링(46)은, 상기 모터 샤프트(25) 상에 배치되고 상기 모터 하우징(20)의 원주 숄더에 대항하여 지지되는 디스크(44)를 포함하는 혈관내 혈액 펌프.

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 디스크(44)는 세라믹 디스크인 혈관내 혈액 펌프.

청구항 4

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 축방향 슬라이딩 베어링(40) 또는 상기 방사형-축방향 슬라이딩 베어링(46)의 베어링 갭을 형성하는 표면들(41, 42) 중 적어도 하나는, 방사형의 외측으로부터 방사형의 내측으로 상기 축방향 슬라이딩 베어링(40) 또는 상기 방사형-축방향 슬라이딩 베어링(46)의 상기 베어링 갭을 관통하는 채널(43)을 갖는 혈관내 혈액 펌프.

청구항 5

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 축방향 슬라이딩 베어링(40) 또는 상기 방사형-축방향 슬라이딩 베어링(46)의 상기 베어링 갭은 일부 영역에서 원주 방향으로 수렴하는 갭으로 구성된 혈관내 혈액 펌프.

청구항 6

제5항에 있어서, 상기 축방향 슬라이딩 베어링(40) 또는 상기 방사형-축방향 슬라이딩 베어링(46)의 상기 베어링 갭을 형성하는 표면들(42, 41)의 이동된 표면(42)은 평탄한 혈관내 혈액 펌프.

청구항 7

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 축방향 슬라이딩 베어링(40) 또는 상기 방사형-축방향 슬라이

딩 베어링(46)의 상기 베어링 갭을 형성하는 표면들(41, 42) 중 하나는 하나 이상의 나선형으로 배치된 홈(45)을 갖는 혈관내 혈액 펌프.

청구항 8

제7항에 있어서, 상기 축방향 슬라이딩 베어링(40) 또는 상기 방사형-축방향 슬라이딩 베어링(46)의 상기 베어링 갭을 형성하는 상기 표면들(41, 42) 중 이동된 표면(42)은 상기 하나 이상의 나선형으로 배치된 홈(45)을 갖는 혈관내 혈액 펌프.

청구항 9

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 축방향 슬라이딩 베어링(40) 또는 상기 방사형-축방향 슬라이딩 베어링(46)의 상기 베어링 갭을 형성하는 표면들(41, 42)은 세라믹으로 만들어진 혈관내 혈액 펌프.

청구항 10

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 모터 하우징(20)의 상기 선단부에 배치된 상기 방사형 베어링(27)은 외부 링을 가지며, 상기 전기 모터(21)의 리드 와이어(51)는 상기 외부 링을 통해서 또는 상기 외부 링의 방사형으로 외측에 배치된 슬롯(50) 내로 연장되는 혈관내 혈액 펌프.

청구항 11

제10항에 있어서, 상기 전기 모터(21)의 상기 리드 와이어(51) 및 상기 카테터(14)를 따라 연장되는 상기 라인(23)은, 상기 모터 하우징(20)의 상기 선단부에 배치된 상기 방사형 베어링(27)의 상기 선단부에 위치하는 표면 상에 솔더링(52)에 의해 전도성으로 접속된 혈관내 혈액 펌프.

청구항 12

제11항에 있어서, 상기 모터 하우징(20)은 적어도 부분적으로 주물로 된 플라스틱 하우징이며, 상기 리드 와이어(51) 및 상기 카테터(14)를 따라 연장되는 상기 라인(23)의 전도성 접속은 상기 모터 하우징(20)의 상기 선단부에 배치된 상기 방사형 베어링(27)의 상기 선단부에 위치하는 상기 표면 상에 주조되는 혈관내 혈액 펌프.

청구항 13

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 모터 하우징(20)의 상기 선단부 및 상기 말단부의 상기 모터 샤프트(25)의 상기 방사형 베어링들(27, 31) 중 적어도 하나는 방사형 슬라이딩 베어링으로 구성된 혈관내 혈액 펌프.

청구항 14

제13항에 있어서, 상기 적어도 하나의 방사형 슬라이딩 베어링에서, 상기 베어링 갭을 형성하는 상기 표면들 중 하나는 세라믹 표면이며, 상기 베어링 갭을 형성하는 상기 표면들 중 대응하는 다른 하나는 비정질 탄소 코팅(DLC)인 혈관내 혈액 펌프.

청구항 15

시스템에 있어서,

제3항에 따른 상기 혈관내 혈액 펌프 및 37℃에서 점성이 ≥1.2 mPa·s인 유체를 상기 퍼지 유체 라인에 공급하기 위한 퍼지 유체 소스를 포함하는 시스템.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 인간 또는 선택적으로 동물 체내의 혈액 순환을 지원하는 혈관내 혈액 펌프에 관한 것이다. 상기 펌프는, 예를 들어, 심장 내의 펌핑 작용을 지원하거나 대체하기 위해 피부를 통해서 예를 들어 대퇴부 동맥(femoral artery)에 삽입되어 인체의 혈관계를 통해 안내된다. 본 발명은 또한 그러한 혈관내 혈액 펌프를 포함하는 시스템, 및 그러한 혈관내(intravascular) 혈액 펌프를 이용하여 혈액 순환을 지원하는 방법에 관한 것

이다.

배 경 기 술

[0002] 서비스의 지속시간 및 소형화와 관련하여 그러한 혈액 펌프가 충족시켜야 할 요구 조건들은 계속 늘어나고 있다. 이러한 종류의 가장 작은 펌프는 외경이 약 4mm이다. 외경을 더 줄이는 데는 한계가 있는데, 그 중에서도, 펌프 내에 채용되는 기계 요소들에 의해 한계가 있으며, 이들은 임의적으로 작은 크기로는 허용되지 않는다. 더욱이, 이러한 기계 요소들은 커다란 부하가 걸리게 되는데, 이는 이러한 펌프가 작은 패키지 크기로 인해 분당 수 만회의 높은 회전 속도로 작동하고 상당한 용량이 흘러서 인간의 혈액 순환에서 전달되기 때문이다. 이러한 종류의 혈액 펌프는 원래는 단기간 심장 지원만을 위한 것이었는데, 이들은 몇일에서 수주까지 장기간 치료에서도 점점 더 사용되고 있다.

[0003] EP 0 961 621 B1에는, 구동부, 이 구동부의 선단부(proximal end)에 부착되고 구동부로의 전력 공급을 위해 라인이 연장되는 카테터(catheter), 및 구동부의 말단부(distal end)에 고정된 펌프부를 구비하는 혈관내 혈액 펌프가 공지되어 있다. 구동부는 전기 모터가 배치된 모터 하우징을 포함하고, 전기 모터의 모터 샤프트는 구동부로부터 펌프부로 말단에서 돌출된다. 펌프부는 다시 내부에서 회전하는 임펠러를 갖는 튜블러 펌프 하우징을 포함하고 이 임펠러는 모터 하우징으로 부터 돌출되는 모터 샤프트의 끝단에 안착된다. 모터 샤프트는 정확히 두 개의 베어링 내의 모터 하우징에 장착되며 이들 베어링은 펌프 하우징 내에서 임펠러의 정확, 정밀성 중심의 안내를 보장하기 위해 서로 최대한 떨어져 있다. 방사형(radial) 볼 베어링이 모터 하우징의 선단부의 베어링에 실제로 사용되는 한편, 임펠러측 베어링은 혈액이 모터 하우징으로 들어가는 것을 방지하기 위해 샤프트 시일(seal)로도 구성된다. 실제로, 모터 하우징으로 혈액이 들어가는 것은 모터 하우징 및 샤프트 시일로 구성된 임펠러측 베어링을 통과하는 퍼지 유체(purge fluid)에 의해 더욱더 해소된다. 이것은 제시된 혈압보다 높은 퍼지 유체압에서 이루어진다.

[0004] 혈관내 혈액 펌프는 보통 펌프 하우징을 통과하고 모터 하우징의 말단부터 선단을 지나서 혈액을 전달한다. 역방향으로 전달하는 것도 또한 가능하다. 두 경우에, 임펠러는 혈액을 전달할 때 모터 샤프트를 통해서 베어링으로 전달되고 방사형 볼 베어링에 의해 다시 사용되는 축방향력(axial forces)을 발생한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 이와 같은 종래 기술로부터 출발하여, 본 발명의 목적은 그러한 혈관내 혈액 펌프의 패키지 크기를 더 축소하고 이들의 서비스 수명을 증가시키는 방법에 대한 대책을 제안하는 것이다.

[0006] 이러한 목적은 청구항 1의 특징을 갖는 혈관내 혈액 펌프에 의해 달성된다. 상기 청구항에 종속된 청구항들은 본 발명의 유리한 개발 및 실시예들을 기술한다.

과제의 해결 수단

[0007] 본 발명에 따른 혈액 펌프는 축방향 베어링에 의해 축방향으로 모터 하우징에 장착되며, 상기 축방향 베어링은 축방향 슬라이딩 베어링 또는 결합된 방사형-축방향 슬리이딩 베어링인 것을 특징으로 한다. 따라서, 모터 샤프트의 축방향력은 상기 모터 하우징의 선단부에 배치된 방사형 볼 베어링에 의해 다시 채택될 필요가 없다. 따라서, 상기 방사형 볼 베어링은 그에 따라 더 작게 구성되거나 또 다른 콤팩트한 방사형 베어링, 특히 방사형 슬라이딩 베어링으로 교체될 수 있다. 이는 결국 외부 직경이 더 감소된 혈액 펌프를 개발하는 것을 가능하게 한다.

[0008] 동시에, 감소된 축방향력으로 방사형 베어링이 완화되기 때문에, 이러한 방법은 혈액 펌프의 서비스 수명을 연장시키고, 방사형 베어링이 어떻게든지 축방향력을 채택하지 않도록 하여 덜 마모되는 것을 주목적으로 한다.

[0009] 대안으로, 본 발명은 서비스 수명을 증가시키고 복잡도를 줄이기 위해 기존의 패키지 크기로 통합될 수 있다.

[0010] 모터 샤프트에서 작용하는 축방향력은 전달 방향에 반대이다. 혈액 펌프가 선단 및 말단 방향으로 교대로 전달하도록 배열된 경우, 축방향력은 어떤 경우에는 모터 샤프트에서 말단 방향으로 작용하고 다른 경우에는 모터 샤프트에서 선단 방향으로 작용한다. 이러한 혈액 펌프에서, 두 개의 축방향 슬라이딩 베어링 또는 축방향-방사형 슬라이딩 베어링이 그에 따라 모터 샤프트를 축방향으로 장착하기 위해 모터 하우징에 제공될 것이다. 축방향 슬라이딩 베어링은 모터 샤프트상에 배치된 디스크에 의해 간단한 방식으로 형성될 수 있고 모터 하우징의

원주 솔더에 대항하여 지지될 수 있다. 축방향-방사형 슬라이딩 베어링의 경우에, 상기 디스크는 볼록 또는 오목, 특히 구형의 베어링 표면을 갖는다. 이하, "축방향 슬라이딩 베어링"이라는 용어는 두 가지 변형인, 축방향 슬라이딩 베어링 및 방사형-축방향 슬라이딩 베어링의 동의어로 사용될 것이다.

[0011] 모터 하우징 자체는 축방향 슬라이딩 베어링의 베어링 갭에서 윤활막(lubricating film)을 형성하는 적절한 유체로 채워진다. 대안으로, 펌지 유체 공급 라인을 통해 공급되고 모터 하우징의 말단부에 배치된 방사형 베어링을 통해 흐르는 펌지 유체는 또한 축방향 슬라이딩 베어링의 베어링 갭을 통해서도 흐르며 이러한 방식으로 베어링 갭에서 윤활막을 형성하도록 사용될 수 있다. 이 경우 펌지 유체가 제시되는 혈액 압력보다 높은 압력으로 말단 방사형 베어링에 확실하게 도달하기 위해, 축방향 슬라이딩 베어링의 베어링 갭을 형성하는 표면들 중 적어도 하나에서, 방사형으로 외측으로부터 방사형으로 내측으로 베어링 갭을 관통하는 채널이 제공될 수 있어, 펌지 유체는 이 채널을 통해 말단의 방사형 베어링으로 흐를 수 있다. 이와 같은 채널은 반드시 베어링 갭 표면에 놓일 필요는 없고, 별도의 채널 또는 보어(bore)로도 구현될 수 있다. 그러나, 상기 채널을 베어링 갭 표면들 중 하나에 제공하는 것은 베어링 갭 내의 윤활막이 덜 가열되도록 하는 장점이 있는데, 그 이유는 윤활막의 일부가 나중에 흐르는 펌지 유체로 연속해서 교체되기 때문이다. 바람직하게는, 상기 채널은 방사형 전달 용량을 최소화하기 위해 정지 베어링 갭 표면에 배치된다.

[0012] 바람직하게는, 상기 축방향 슬라이딩 베어링은 유체역학(hydrodynamic) 슬라이딩 베어링으로 구성된다. 간단한 슬라이딩 베어링과 대조적으로, 유체역학 슬라이딩 베어링에서, 압력은 서로에 대해 이동하는 두 개의 표면의 펌핑 작용을 통해 윤활막에서 형성된다. 이러한 목적으로, 바람직한 변형에 따라, 상기 베어링 갭은 일부 영역에서 축방향 슬라이딩 베어링의 원주 방향으로 수렴하는 갭으로 구성될 수 있다. 이러한 점에서, 이동된 표면은 바람직하게는 평평한데, 즉, 상기 베어링 갭의 대향하는 정지 표면은 이동된 표면의 회전 방향으로 이동된 표면을 향해 수렴하는 램프를 갖는다. 따라서, 상기 베어링 갭에는 윤활 유체가 수송되는 웨지(wedge)가 형성되고, 그럼으로써 압력을 형성하여 이동된 표면이 정지 표면으로부터 멀어지도록 한다. 이러한 상태에서, 슬라이딩 마찰이 유체막에서 팽배하게 되고, 상기 마찰은 사실상 마모가 없다. 상기 혈액 펌프는 보통 높은 회전 속도로 혈액을 연속해서 전달하기 때문에, 상기 혈액 펌프는 특히 마모가 적고 따라서 장기간 응용에 적합하다.

[0013] 가장 간단한 실시예에서, 이동된 디스크는 떨림(wobble) 디스크로 구성될 수 있고 간단히 경사를 통해 수렴하는 갭 또는 웨지를 형성한다.

[0014] 수렴 표면 영역을 갖는 베어링 갭 대신에, 상기 베어링 갭을 형성하는 표면들 중 하나는 하나 이상의 나선형으로 배치된 홈을 가질 수 있다. 이 경우, 윤활 유체는 두 표면의 상대 운동을 통해 베어링의 중심을 향해 상기 홈을 따라 펌프되고, 거기서 압력을 형성하고 결국 두 표면이 서로 멀어지게 한다. 상기 나선형 홈 베어링 변형예에서, 나선형으로 배치된 홈을 이동된 표면에 제공하는 것이 바람직한데, 그 이유는 이렇게 하는 것이 윤활 유체를 홈으로 더 효과적으로 전달하기 때문이다.

[0015] 설계 이유로 상기 펌핑 장치의 축방향 추진력($F_{ax\ rotor}$)이 축방향 슬라이딩 베어링의 부하 전달 용량보다 크다면, 상기 펌핑 장치의 축방향 추진력은 부분적으로 상기 모터 내에 회전 자석을 축방향으로 적당히 배열함으로써 보상될 수 있다. 본 발명에 따르면, 회전 자석은 정지 모터 부분의 중심에 자기적으로 배치시키고자 하는 솔레노이드와 같이 동작한다. 이제 그것이 이 정지 위치에서 당겨지면, 자기력은 역방향으로 일어난다 ($F_{ax\ magnet}$). 이 힘은 추가적인 축방향 안정화를 위해 축방향 추진력($F_{ax\ rotor}$)의 방향으로 또는 반대 방향으로 사용될 수 있고 축방향 슬라이딩 베어링을 완화시킨다. 또한, 축방향 베어링에 작용하는 합력(resultant force)은 펌지 유체 압력을 변화시킴으로써 조절될 수 있다(도 2 참조).

[0016] 축방향 슬라이딩 베어링의 베어링 갭을 형성하는 표면이 세라믹, 바람직하게는 지르코늄 산화물로 만들어진 경우 더 바람직하다. 세라믹으로 만들어진 표면은 높은 강도 및 낮은 마모성을 갖는다. 특히, 축방향 슬라이딩 베어링에 대한 표면을 포함하여 모터 하우징의 전체 말단부는 간단한 방식으로 하나의 세라믹 부품으로 만들어질 수 있으므로, 혈액 펌프의 총 제조 비용은 낮아진다.

[0017] 모터 하우징에 수용되는 전기 모터의 리드 와이어는 보통 외부의 선단에 배치된 방사형 베어링 주변으로 안내되어, 카테터(catheter) 내에서 연장되는 전력 공급 라인에 전도성으로 접속, 특히 솔더링된다. 본 발명의 바람직한 실시예에 따르면, 이제 전기 모터의 리드 와이어는 방사형 베어링의 외부 링을 통해 또는 유리하게는 외부 링의 하나 이상의 방사형 외측 슬롯 내로 안내된다. 이렇게 하면 방사 방향으로 전체 공간을 절약하여, 결국 외경이 작은 혈액 펌프를 개발하는데 긍정적이다. 따라서, 예를 들어 전방의 모터의 선단에서 압력 측정 및 그의 구현을 위한 공간을 획득하는 것이 가능하다.

[0018] 리드 와이어는 유리하게는 선단에 안착된 방사형 베어링의 선단부의 모터 하우징의 표면 상의 전력 공급 라인에 솔더링될 수 있다. 이것이 유리한 이유는 리드 와이어의 두께가 얇고 전력 공급 라인의 두께가 비교적 커서 전기 모터의 리드 와이어를 전력 공급 라인에 직접 전기적으로 접속하는 것이 어렵기 때문이다. 이하에서 설명되는 바와 같이, 전기 모터의 관련 표면이 플라스틱이나 세라믹으로 만들어지면, 솔더링 점 영역은 솔더링 전에 전도성으로, 예를 들어 구리로 코팅될 수 있고, 리드 와이어 및 공급 라인의 솔더링은 각각 이 영역에서 분리되어 수행된다.

[0019] 바람직하게는, 그 후 모터 하우징의 관련 부분은 플라스틱에 매립되고, 이때 솔더링 점들 및 바람직하게는 모터 권선 역시 매립되어, 솔더링 점들은 한편으로는 전기적으로 절연되고, 다른 한편으로는 기계적으로 보호된다.

[0020] 본 발명의 바람직한 개발에 따르면, 모터 샤프트용 방사형 베어링들은 또한 각각 모터 하우징의 선단부 및 말단부에 슬라이딩 베어링으로 구성된다. 이들 방사형 베어링은 실질적으로 정확성 중심으로 샤프트를 안내할 목적으로만 사용되고 따라서 낮은 방사방향 힘만 채택될 것이기 때문에, 이들은 간단한 슬라이딩 베어링으로 구성될 수 있다. 방사형 슬라이딩 베어링은 내부 및 외부 링을 갖는 롤링 요소 베어링(rolling-element bearing)보다 방사 방향으로 전체 공간을 훨씬 적게 필요로 한다. 이것 역시 외부 직경이 작은 혈액 펌프의 제조 가능성에 긍정적인 영향을 준다.

[0021] 특히, 세라믹 베어링을 모터 샤프트의 원주 표면에 직접 대항하여 놓은 상태에서, 방사형 슬라이딩 베어링을 세라믹으로 된 모터 하우징의 선단부에 배치시키는 것이 바람직하다. 모터 하우징의 말단부에 배치된 방사형 베어링 역시 대응하는 방식으로 구성될 수 있다. 세라믹 표면에 대향하고 세라믹 표면과 함께 방사형 슬라이딩 베어링의 베어링 갭을 형성하는 모터 샤프트의 표면은 바람직하게는 비정질 탄소 코팅(DLC = 다이아몬드형 탄소 또는 다이아몬드형 코팅)으로 코팅된다. DLC 층들은 특히 내마모성(wear-resistant)이면서 저마찰성(low-friction)이다. 이들 층은 단지 수 마이크로미터 두께이고 예를 들어 화학 기상 증착(CVD) 또는 물리 기상 증착(PVD)에 의해 만들어질 수 있다. 대안으로, 샤프트는 내파손(breakproof) 세라믹으로 만들어질 수 있다.

[0022] 동작 중에, 혈액 펌프는 퍼지 유체 소스에 부착되고, 유체는 퍼지 유체 라인을 통해 모터 하우징으로 통과한다. 다음에, 퍼지 유체는 축방향 슬라이딩 베어링을 통해서 나아가 말단의 방사형 베어링을 통해 흐른다. 축방향 슬라이딩 베어링에서, 퍼지 유체는 베어링 갭에서 윤활막을 형성한다. 그러나, 퍼지 유체가 모터 하우징을 통해 흐르는 압력은 베어링 갭의 폭에 악영향을 준다. 퍼지 유체 압력이 높을수록, 베어링 갭의 폭은 더 작아지고 슬라이딩 표면들 사이의 윤활막이 더 얇아진다. 윤활막이 얇아질수록, 결국 전기 모터를 구동하기 위한 모터 전류가 더 커지는데 이는 마찰력을 극복하는데 필요하다. 이것은 혈액 펌프의 제어를 위해 바람직하지 않은데, 그 이유는 현재의 전달 용량이 보통 오직 모터 전류 및 회전 속도(둘 다 알려진 양)를 기초로 해서만 저장된 특성 곡선에 의해 설정되기 때문이다. 퍼지 유체 압력이 추가로 모터 전류에 영향을 주는 경우, 더 많은 영향량(influence quantity)이 고려되어야 한다. 동일한 혈액 펌프 유형이 300과 1400 mmHg 사이에서 상이한 퍼지 유체 압력을 갖는 매우 다양한 응용에서 동작할 수 있다는 사실에 비추어, 모터 전류가 퍼지 유체 압력에 의존하는 것을 피하는 것이 중요하다.

[0023] 이것은 사실상, 물의 점성(37℃에서 η=0.75 mPa·s)보다 상당히 높은 점성을 갖는 유체가 퍼지 유체로 선택될 때 얻을 수 있다. 고점성 퍼지 유체의 경우, 유체막은 높은 압력에서도 유지되고 따라서 축방향 슬라이딩 베어링의 마찰은 퍼지 유체 압력에 무관하다. 축방향 슬라이딩 베어링이 간단한 슬라이딩 베어링으로 구성될 수 있고, 퍼지 유체가 37℃에서 점성이 대략 1.2 mPa·s 이상일 때, 유체역학(hydrodynamic) 슬라이딩 베어링으로 구성되지 않아도 된다는 것이 판명났다. 양호한 결과가 얻어졌으며, 예를 들어 지르코늄 산화물로 만들어진 세라믹 표면들 사이에서 ≥20% 글루코스(glucose) 용액이 얻어졌다.

도면의 간단한 설명

[0024] 이하 본 발명이 첨부의 도면을 참조하여 예를 들어 설명될 것이다.

도 1은 좌심실(left vertricle) 내에 그 유입 캐뉼라(cannular)의 위치를 결정한 상태에서, 좌심실 전에 혈액 펌프를 삽입한 것을 개략적으로 나타낸 도면이다.

도 2는 혈액 펌프의 예시적인 실시예의 개략적인 종단면도이다.

도 3은 도 2의 디테일 III의 확대도이다.

도 4는 도 3의 디테일 III의 변형예이다.

도 5는 도 2의 디테일 IV의 확대도이다.

도 6a 및 6b는 제1 예시적인 실시예에 따른 축방향 슬라이딩 베어링 표면의 평면도 및 전개도이다.

도 7은 제2 예시적인 실시예에 따른 축방향 슬라이딩 베어링 표면의 단면도이다.

도 8은 제 3 예시적인 실시예에 따른 축방향 슬라이딩 베어링 표면의 평면도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0025] 도 1은 좌심실을 지원하기 위해 혈액 펌프(10)를 채용한 것을 나타낸다. 혈액 펌프는 모터부(11) 및 펌프부(12)를 구비하며, 이들은 동축으로 연달아 배치되어 막대 형상의 구성 형태를 갖게 된다. 펌프부는 가요성 흡입 호스(13)에 의해 연장되며, 이 가요성 흡입 호스는 그의 단부 및/또는 그의 측벽에 혈액이 펌프로 들어가게 하는 개구를 갖는다. 흡입 호스(13)로부터 멀어지는 혈액 펌프(10)의 단부는 카테터(14)에 접속되며, 이는 대동맥궁(aortic arch)(15a) 및 대동맥(aorta)(16)을 통하여 삽입된다. 혈액 펌프(10)는 주로 상행 대동맥(15b) 내에 놓이도록 배치되는 반면, 흡입 호스(13)를 갖는 펌프부(12)는 실질적으로 좌심실(17) 내에 놓인다. 대동맥 밸브(18)는 닫힌 상태에서는 펌프 하우징 또는 흡입 호스(13)의 외측에 대항하여 놓이게 된다. 전면에 흡입 호스(13)를 갖는 혈액 펌프(10)는 카테터(14)를 전진시켜서, 선택적으로는 가이드 와이어를 이용하여 표현된 위치로 전진한다. 그렇게 하는데 있어서, 흡입 호스(13)는 대동맥 밸브(18)를 역행하여 통과하여, 혈액이 흡입 호스(13)을 통해서 흡입되어 대동맥(16)으로 펌프된다. 따라서, 이러한 혈액 펌프는 EP 0 961 621 B1로부터 공지된 혈액 펌프에 상당한다.

[0026] 혈액 펌프의 사용은 도 1에 나타낸 응용으로 한정되지 않고, 이는 단지 대표적인 응용예에 관한 것일 뿐이다. 따라서, 이러한 펌프는 쇄골하 동맥(subclavian artery)과 같은 다른 주변 관(vessels)을 통하여 삽입될 수 있거나, 우측 심장에도 배치될 수 있다.

[0027] 도 2는 모터부(11) 및 펌프부(12)가 확실하게 접속된 혈액 펌프의 바람직한 예시적인 실시예를 도시한다. 모터부(11)는 전기 모터(21)가 수용되는 긴 하우징(20)을 갖는다. 전기 모터(21)의 고정자(24)는 일반적인 방식으로 길이 방향으로 자기 리턴 경로(28)는 물론 원주상으로 분산된 많은 권선(windings)을 갖는다. 고정자는 모터 하우징에 확실하게 접속된다. 고정자(24)는 모터 샤프트(25)에 접속되고 액티브 방향으로 자화된 영구 자석으로 이루어진 회전자(26)를 에워싼다. 모터 샤프트(25)는 모터 하우징(20)의 전체 길이에 걸쳐 연장되고 모터 하우징의 말단으로 돌출된다. 거기서, 모터 샤프트는 돌출되는 날개(36)를 갖거나 튜블러 펌프 하우징(32) 내에서 회전하는 펌프 날개를 갖는 임펠러(34)를 가지며, 이 튜블러 펌프 하우징은 다시 모터 하우징(20)에 확실하게 접속된다.

[0028] 모터 하우징(20)의 선단부는 모터 하우징에 밀폐 접속된 가요성 카테터(14)를 갖는다. 카테터(14)를 통해서 전기 모터(21)로의 전력 공급과 그의 제어를 위해 전기 케이블(23)이 연장된다. 추가로 카테터(14)를 통해서 모터 하우징(20)의 선단부 벽(22)을 관통하는 퍼지 유체 라인(29)이 연장된다. 퍼지 유체는 퍼지 유체 라인(29)을 통해 모터 하우징(20)의 내부로 공급되고 모터 하우징의 말단부의 단부면(30)을 통해 빠져나간다. 퍼징 압력은 제시되는 혈압보다 높게, 응용 예에 따라 300과 1400 ㎜Hg 사이에서 선택되고, 그럼으로써 혈액이 모터 하우징으로 침투하는 것을 방지할 수 있다.

[0029] 임펠러(34)가 회전할 때, 혈액은 펌프 하우징(32)의 단부면의 흡입 개구(37)를 통해 흡입되어 축방향으로 펌프 하우징(32) 내에서 역방향으로 전달된다. 펌프 하우징(32) 내의 출구 개구(38)를 통해, 혈액은 펌프부(12)에서 나아가 모터 하우징(20)을 따라 흘러나온다. 이는 구동부에서 발생된 열이 확실하게 방출되도록 한다. 역 전달 방향으로 펌프부를 동작시키는 것도 가능하며, 이때 혈액은 모터 하우징(20)을 따라 흡입되어 개구(37)를 빠져나간다.

[0030] 모터 샤프트(25)는 한편으로는 모터 하우징의 선단부에서 방사형 베어링(27, 31)에 장착되며, 다른 한편으로는 모터 하우징의 말단부에 장착된다. 방사형 베어링들은 이러한 예시적인 실시예에서 각각 간단한 슬라이딩 베어링으로 구성된다. 더욱이, 모터 샤프트(25)는 모터 하우징(20) 내에 축방향으로도 장착된다. 마찬가지로 축방향 베어링(40)은 슬라이딩 베어링으로 구성된다. 축방향 슬라이딩 베어링(40)에 대해서는 이하 도 3을 참조하여 더 상세히 설명될 것이다. 그것은 임펠러(34)가 말단에서 선단으로 전달될 때 말단 방향으로 동작하는 모터 샤프트(25)의 축방향력을 채택하는 역할을 한다. 혈액 펌프가 혈액을 전달하는데에도 사용되거나 단지 역방향으로만 사용되면, 대응하는 축방향 슬라이딩 베어링(40)은 (또한/단지) 대응하는 방식으로 모터 하우징(20)의 선단부에 제공될 것이다.

[0031] 대안으로, 도 2에 따른 혈액 펌프는 단기 사용 목적으로 수 시간 동안 퍼지 유체 없이도 채용될 수 있다. 이 경우, 슬라이딩 베어링은 한번 윤활되고, 말단 슬라이딩 베어링(31)에는 혈액이 들어오는 것을 방지하기 위해 방사형 립 시일(lip seal)이 더 제공된다. 그러면, 퍼지 유체 라인은 유리하게 완전히 생략될 수 있다.

[0032] 도 3은 도 2의 디테일 III을 더 상세히 도시한다. 특히 방사형 슬라이딩 베어링(31) 및 축방향 슬라이딩 베어링(40)을 볼 수 있다. 한편으로는 DLC로 코팅된 모터 샤프트(25)의 원주방향 표면에 의해 방사형 슬라이딩 베어링(31)의 베어링 갭이 형성되고, 다른 한편으로는 세라믹 부품으로, 예를 들어 지르코늄 산화물로 만들어진 모터 하우징(20)의 말단부 벽(30)에서 스루 보어(through bore)의 표면에 의해 형성된다.

[0033] 한편, 축방향 슬라이딩 베어링(40)의 베어링 갭은 단부벽(30)의 축방향 내부 표면(41) 및 그것에 대향하는 표면(42)에 의해 형성된다. 이 대향하는 표면(42)은 회전자(26) 말단의 모터 샤프트(25)에 안착되어 회전자(26)와 함께 회전하는 세라믹 디스크(44)의 일부이다. 단부벽(30)의 베어링 갭 표면(41) 내의 채널(43)은 퍼지 유체가 축방향 슬라이딩 베어링(40)의 베어링 갭 표면(41,42) 사이를 통해서 방사형 슬라이딩 베어링(31)으로 흘러 모터 하우징(20) 말단으로 확실하게 빠져나갈 수 있도록 한다. 퍼지 유체는 37℃에서 적어도 1.2 mPa·s의 점성을 갖도록 선택된다. 적절한 유체로는, 예를 들어 20% 글루코스(glucose) 용액인 것으로 판명되었다. 도 3에 나타낸 축방향 슬라이딩 베어링(40)은 정상적인 슬라이딩 베어링이다. 이하, 도 6a/도 6b, 도 7 및 도 8을 참조하여 유체정역학(hydrostatic) 슬라이딩 베어링 변형예에 대해 설명될 것이다. 표현도와 달리, 축방향 슬라이딩 베어링(40)의 축방향 갭은 매우 작은 것으로, 수 μm이다.

[0034] 축방향 슬라이딩 베어링(40) 및 방사형 슬라이딩 베어링(31) 대신에, 볼록 베어링 표면이 생기는 오목 베어링 셀을 갖는 결합된 방사형-축방향 슬라이딩 베어링(46)도 실현될 수 있다. 이러한 변형예는 도 4에서 구형 슬라이딩 베어링(46)으로 표현된다. 베어링 갭 표면(41)은 구형으로 오목하게 설계되고, 대향하는 베어링 갭 표면(42)은 대응하는 구형으로 볼록하게 설계된다. 채널(43)은 다시 단부벽(30)의 정지 베어링 갭 표면(41)에 놓인다. 대안으로, 단부벽(30)의 정지 베어링 갭 표면(41)은 볼록 구성으로 이루어지고 대향하는 베어링 갭 표면(42)은 오목 구성으로 이루어질 수 있다. 표면들(42, 43)은 또한 구형 대신에 원뿔형도 될 수 있다. 바람직하게는, 대응하는 방사형-축방향 슬라이딩 베어링은 샤프트(25)의 축방향 이동시 어떤 방사형 옵셋도 허용하지 않기 위해 모터 하우징(20)의 양 측면에 제공된다. 결합된 축방향-방사형 슬라이딩 베어링의 장점은 부하 용량이 더 높다는데 있다. 그러나, 단점은 마찰 직경이 더 크다는 것이다.

[0035] 도 5는 모터 하우징의 말단부의 방사형 베어링(27)을 도시한다. 여기서도, 모터 샤프트(25)에는 DLC 코팅이 제공되고 이는 다시 세라믹으로 만들어진, 모터 하우징(20)의 선단부벽(22)의 통합 부품을 형성하는 베어링 부시 내에서 작동한다. 따라서, 방사형 슬라이딩 베어링(27)은 방사형 슬라이딩 베어링(31)에 상당한다.

[0036] 단부벽(22)의 원주 상에 분산된 것으로, 120° 간격의 축방향으로 연장되는 세 개의 슬롯(50)이 제공되며, 그 중에서 단지 하나만이 도 2에 도시되어 있다. 이들 슬롯(50)을 통해서, 얇은 리드 와이어(51)가 고정자(24)의 권선에 연결된다. 리드 와이어(51)는 단부벽(20)의 선단측에서 솔더링되고, 솔더링 점(52)은 국부적인 구리 코팅으로 미리 도전성으로 되어 있다. 동일한 솔더링 점(52)에서, 전력 공급 라인(23)의 단부 역시 솔더링된다. 고정자 권선의 와이어를 전력 공급 라인에 접속하는 것은 모든 통상의 접합 방법(솔더링, 용접, 클램핑, 레이저 용접, 갭 용접, 접촉 결합 등)으로 수행될 수 있다. 그 후, 리드 와이어(51) 및 솔더링 점(52)을 포함하는 단부벽(22)은 플라스틱 물질로 케이스화되고, 이때 고정자의 모터 권선도 동시에 케이스화된다. 이는 예를 들어 진공 주조(vacuum casting)에 의해 수행될 수 있다.

[0037] 전술한 혈액 펌프는 모터 샤프트(25)를 장착하는데 있어서 방사형 볼 베어링 없이도 가능한데, 3 ㎜의 최소 크기를 장착 및 갖는 것은 어렵다. 이로 인해 예를 들어 단지 3 ㎜보다 훨씬 더 작은 외부 직경을 갖는 펌프를 만드는 것이 가능해 질 수 있다. 더욱이, 이러한 혈액 펌프의 서비스 수명은 더 낮은 마모성으로 인해 방사형 볼 베어링을 갖는 것들과 비교해 상당히 증가된다. 따라서 낮은 마모성으로 > 30일의 동작 시간이 실현될 수 있다. 후자는 매우 중요한데, 왜냐하면 임펠러의 장착 및 실제 동작은 혈액 손상을 낮추는데 필수적이기 때문이다.

[0038] 도 6a는 대안의 예시적인 실시예에 따른 모터 하우징(20)의 말단부벽(30)의 표면(41)의 평면도를 도시한다. 도 6b는 도 6a의 표면(41)의 전개도를 도시한다. 표면(41) 자체는 정지되어 있다. 화살표로 표시된 방향은 슬라이딩 베어링(40)의 대향하는 표면(42)이 이동하는 방향을 나타낸다. 그래서 이것은 윤활막이 베이링 갭 내에서 정지 표면(41)에 대해서 이동하는 방향에 해당한다. 따라서, 표면(41)은 연달아 배치되어 대향하여 이동된 평평한 표면(42)과 함께 수렴하는 갭(converging gap)을 형성하는 램프들을 갖는다. 이로 인해 유체역학(hydrodynamic) 압력이 윤활막에서 생기게 되어, 베어링 갭을 형성하는 표면들이 확실하게 멀리 떨어지도록 한

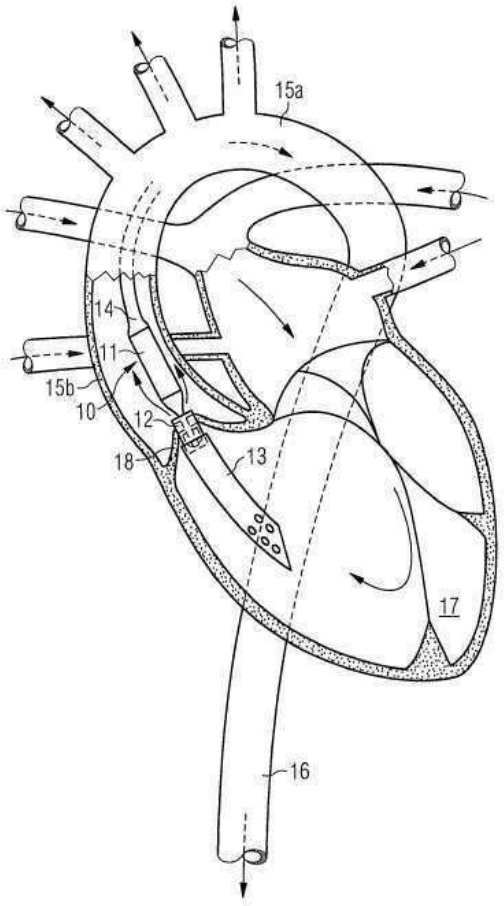
다.

[0039] 도 6a 및 도 6b에 따른 램프형 구조를 갖는 회전 표면의 구성은 축방향 슬라이딩 베어링의 효율성에 유리할 뿐 아니라, 퍼지 유체의 전달 방향에 반대인 베어링 갭에서 방사형 전달 효과를 높이게 된다. 도 7은 워블 디스크(wobble disk) 형태로 수렴갭의 램프형 구현에 대한 가장 간단한 형태를 나타낸다. 여기서, 디스크(44)는 간단히 경사지거나 최소로 기울어지게 설치된다. 경사는 전형적으로 1 내지 5㎛에 이른다.

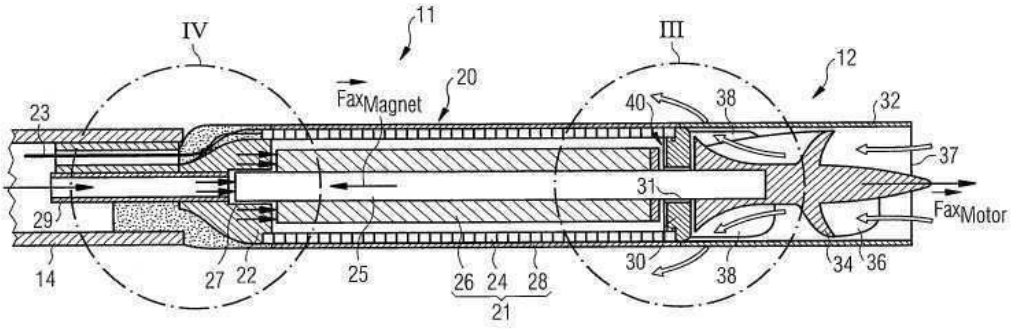
[0040] 도 8은 유체역학적으로 작용하는 축방향 슬라이딩 베어링(40)의 표면에 대한 또 다른 변형예를 도시한다. 이것은 소위 나선형 홈 베어링을 포함하며, 이는 바람직하게는 베어링 캡의 이동 표면 상에, 즉, 그에 따라 세라믹 디스크(44)의 표면 상에 형성된다. 이 경우, 표면(42) 내에는 여러 개의 홈(45)이 나선형으로 배치된다. 홈(45)은 도 8에 모식적으로만 나타낸다. 세라믹 디스크(44)가 도 8에서 화살표로 표시된 방향으로 회전할 때, 윤활막은 홈(45)을 따라 방사상 내측으로 이동되며 거기서 압력을 형성하고 결국 베어링 갭을 형성하는 표면이 확실하게 일정 거리가 떨어진 채로 유지되도록 한다.

도면

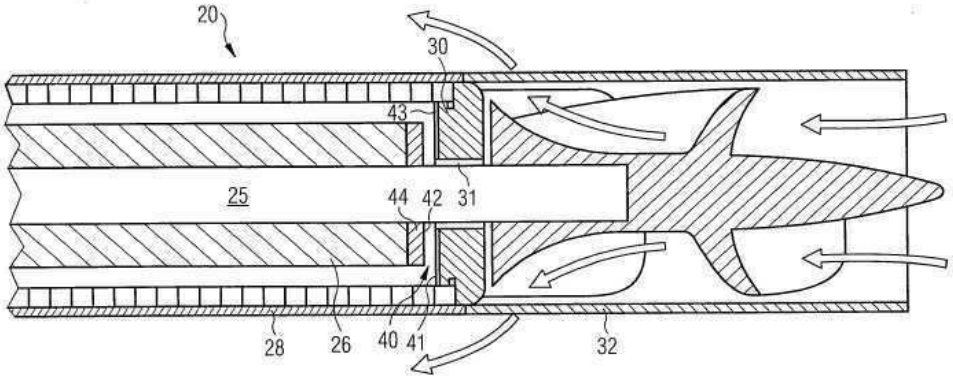
도면1



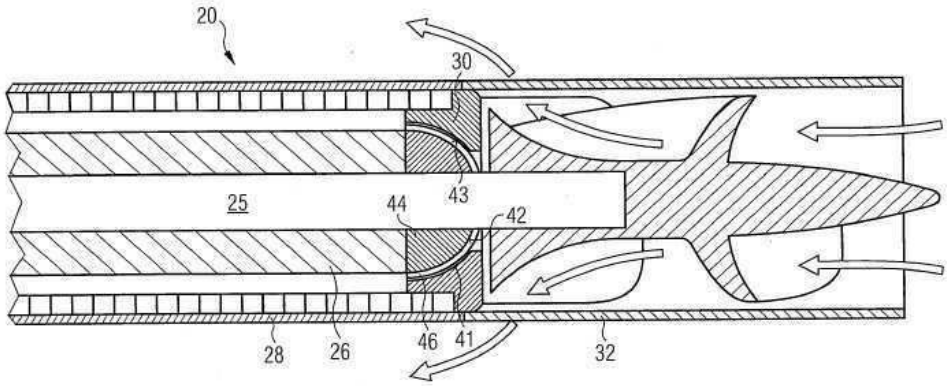
도면2


IV
11
III
12
20
Fax Magnet
23
40
38
32
37
31
Fax Motor
29
14
27
22
25
26
24
28
21
30
38
34
36

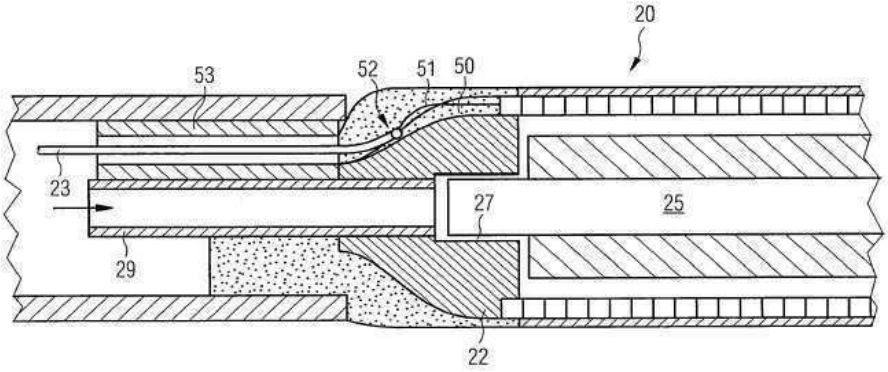
도면3


20
30
43
25
44
42
31
28
26
40
41
32

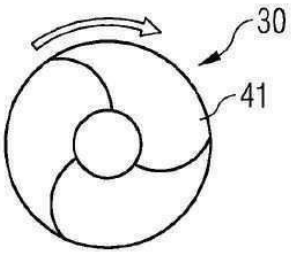
도면4


20
30
25
44
43
42
28
26
46
41
32

도면5



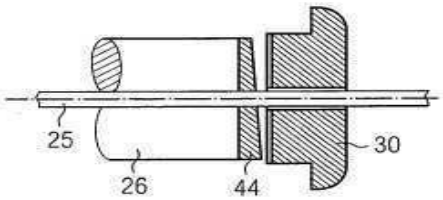
도면6a



도면6b



도면7



도면8

