(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0038426
(43) 공개일자 2020년04월13일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61M 1/10 (2006.01) *A61M 1/12* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61M 1/102 (2015.01)
A61M 1/1034 (2015.01)
(21) 출원번호 10-2019-7032594
(22) 출원일자(국제) 2018년04월06일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2019년11월04일
(86) 국제출원번호 PCT/EP2018/058941
(87) 국제공개번호 WO 2018/185330
국제공개일자 2018년10월11일
(30) 우선권주장
15/482,513 2017년04월07일 미국(US)
(뒷면에 계속)

(71) 출원인
이씨피 엔트빅클룽스게젤샤프트 엠베하
독일 52074 아헨 노이엔호페 베그 3
(72) 발명자
스패니어, 게르트
독일 아헨 52074 노이엔호페 베그 3 아비오메드 유럽 게엠베하 씨/오
다쉐브스키, 막심
독일 베를린 14197 슐랑겐바데르 스트라쎄 12체
(74) 대리인
특허법인 수

전체 청구항 수 : 총 19 항

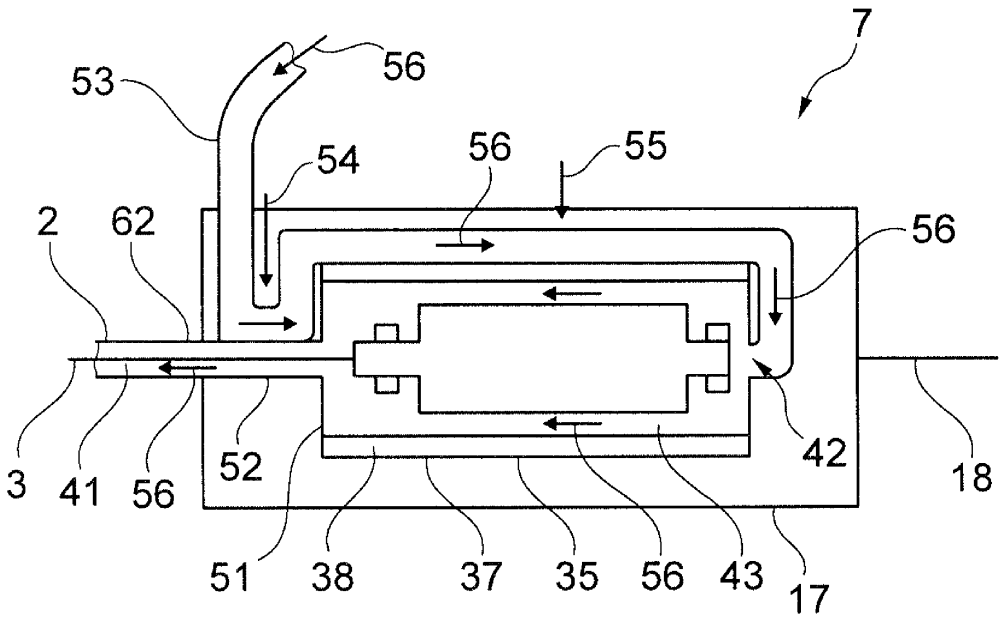
(54) 발명의 명칭 **이식가능한 심장 보조 펌프용 외부 구동 유닛**

(57) 요 약

본 출원은 이식 가능한 심장 보조 펌프(4)를 위한 외부 구동 유닛(7)에 관한 것이다. 제안되는 구동 유닛(7)은 모터 본체(51), 피부를 경유하는 구동 샤프트(3) 및 심장 보조 펌프(4)를 구동하기 위한 모터(35)를 포함한다. 상기 모터(35)는 구동 샤프트(3)를 통하여 심장 보조 펌프(4)와 연결가능하며, 모터(35)는 모터 본체(51) 내에

(뒷면에 계속)

대 표 도 - 도8



배치된다.

구동 유닛(7)은 구동 샤프트(3)를 둘러싸는 카테터(2)와 퍼지용 매체를 카테터(2)의 내강으로 주입하거나 또는 카테터(2)와 구동 샤프트(3) 사이의 공간(41)으로 주입하기 위한 퍼지선(53)을 포함한다. 퍼지선(53)은 모터 본체(51)의 외면 및/또는 카테터(2) 기단부(52)의 외면과 열접촉(54, 55) 상태를 이룬다. 열접촉(54, 55)에 의하여 열은 카테터(2) 기단부(52)의 외면으로부터 및/또는 모터 본체(51)의 외면으로부터 퍼지용 매체로 전달될 수 있다.

(52) CPC특허분류
A61M 1/125 (2015.01)
A61M 1/127 (2013.01)
A61M 2205/3606 (2013.01)

(30) 우선권주장
17187359.9 2017년08월22일
유럽특허청(EPO)(EP)
17187358.1 2017년08월22일
유럽특허청(EPO)(EP)

명 세 서

청구범위

청구항 1

이식 가능한 심장 보조 펌프용 외부 구동 유닛(7)으로서,

모터 본체(51), 피부를 경유하는 구동 샤프트(3), 심장 보조 펌프(4)를 구동하기 위한 모터(35)를 포함하며,

상기 모터(35)는 구동 샤프트(3)를 통하여 심장 보조 펌프(4)와 연결가능하고, 상기 모터(35)는 모터 본체(51)의 내부에 배치되며,

상기 구동 유닛(7)은 구동 샤프트(3)를 둘러싸는 카테터(2), 카테터(2)의 내강 또는 카테터(2)와 구동 샤프트(3) 사이의 공간(41)으로 퍼지용 매체를 주입하기 위한 퍼지선(53)을 더 포함하고,

상기 퍼지선(53)은 모터 본체(51) 및/또는 카테터(2)의 기부 영역(52) 외면과 열접촉(54, 55)되는 것을 특징으로 하는 이식 가능한 심장 보조 펌프용 외부 구동 유닛(7).

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 퍼지선(53)은 퍼지용 매체를 안내하여, 먼저 모터 본체(51)의 외면 및/또는 카테터(2) 기부 영역(52)의 외면과 열접촉(55)하도록 하며, 이후에 상기 퍼지용 매체가 카테터(2)의 내강 또는 카테터(2)와 구동 샤프트(3) 사이의 공간(42)으로 주입되도록 하는 것을 특징으로 하는 이식 가능한 심장 보조 펌프용 외부 구동 유닛(7).

청구항 3

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 퍼지선(53)은 모터 본체(51)의 외면 및 카테터의 기부 영역(52)의 외면 모두와 열접촉(54, 55) 상태인 것을 특징으로 하는 이식 가능한 심장 보조 펌프의 외부 구동 유닛(7).

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 퍼지선은 전반적으로 체외에 위치하는 것을 특징으로 하는 이식 가능한 심장 보조 펌프의 외부 구동 유닛(7).

청구항 5

제3항 또는 제4항에 있어서,

상기 퍼지선(53)은 퍼지용 매체를 안내하도록 구성되되, 먼저 카테터(2) 기부 영역(52)의 외면과 열접촉(54)하도록 하며, 이후모터 본체(51)의 외면과 열접촉(55)하도록 하는 것을 특징으로 하는 이식 가능한 심장 보조 펌프의 외부 구동 유닛(7).

청구항 6

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 모터(35)는 고정자(37) 및 구동 샤프트(3)에 연결가능하고 회전가능하게 장착되는 회전자(36)를 포함하며, 상기 회전자(36)와 고정자(37) 사이에 유체 간극(43)이 형성되고, 상기 유체 간극(43)은 퍼지용 매체를 유체 간극(43)으로 주입하기 위한 퍼지 개구부(42)와 유체로 연결되며, 상기 퍼지선(53)은 퍼지 개구부와 연결되거나 연결가능한 것을 특징으로 하는 이식 가능한 심장 보조 펌프의 외부 구동 유닛(7).

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 퍼지선(53)과 유체 간극(43)은 퍼지용 매체를 안내하도록 구성되고, 퍼지용 매체가 먼저 모터 본체(51)의 외면 및/또는 카테터 기부 영역(52)의 외면과 열접촉(55)하도록 하며, 이후에 상기 퍼지용 매체가 회전자(36)와 고정자(37) 사이의 유체 간극(43)으로 주입되도록 하고, 이후에 카테터(2)의 내강 또는 카테터(2)와 구동 샤프트(3) 사이의 공간(41)으로 주입되도록 하는 것을 특징으로 하는 이식 가능한 심장 보조 펌프의 외부 구동 유닛(7).

청구항 8

제1항 내지 제7항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 퍼지선(53)은 퍼지용 매체가 기부 방향으로 흐르도록 하되, 퍼지용 매체가 카테터(2)의 내강 또는 카테터(2)와 구동 샤프트(3) 사이의 공간(41)으로 주입되기 이전에, 퍼지선(53)이 모터 본체(51) 및/또는 카테터(2)의 기부 영역(52)의 외면과 열접촉(55)하는 영역에 도달하도록 안내하는 것을 특징으로 하는 이식 가능한 심장 보조 펌프의 외부 구동 유닛(7).

청구항 9

제1항 내지 제8항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 퍼지선(53)은, 상기 퍼지선(53)이 모터 본체(53) 및/또는 카테터(2)의 기부 영역(52)의 외면과 열접촉(55)하는 영역에서 모터 본체(51) 및/또는 카테터(2)의 기부 영역(52)을 밀폐하는 것을 특징으로 하는 이식 가능한 심장 보조 펌프의 외부 구동 유닛(7).

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 퍼지선(53)은, 모터 본체(51) 및/또는 카테터(2)의 기부 영역(52)을 나선 형태로 돌면서 전개되어, 퍼지선이 모터 본체(51)의 외면 및/또는 카테터(2) 기부 영역(52)의 외면과 열접촉(55) 상태를 이루는 영역에 도달하는 것을 특징으로 하는 이식 가능한 심장 보조 펌프의 외부 구동 유닛(7).

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 퍼지선(53)은, 카테터(2)의 기부 영역(52)을 나선 형태로 돌면서 전개되어, 퍼지선이 카테터(2) 기부 영역(52)의 외면과 열접촉(55) 상태를 이루는 영역에 도달하는 것을 특징으로 하는 이식 가능한 심장 보조 펌프의 외부 구동 유닛(7).

청구항 12

제1항 내지 제11항 중 어느 한 항에 있어서,

모터 본체(51) 및/또는 카테터의 기부 영역(52)은 구동 유닛(7)의 본체(17) 내에 배치되는 것을 특징으로 하는 이식 가능한 심장 보조 펌프의 외부 구동 유닛(7).

청구항 13

제1항 내지 제12항 중 어느 한 항에 있어서,

퍼지선(53)의 내부면과 모터 본체(51)의 내부면 사이의 전체 열전도도는, 퍼지선(53)의 내부면과 구동 유닛(7) 본체(17)의 내부면 사이의 전체 열전도도의 적어도 5배, 바람직하게는 적어도 10배에 이를 수 있는 것을 특징으로 하는 이식 가능한 심장 보조 펌프의 외부 구동 유닛(7).

청구항 14

제12항 또는 제13항에 있어서,

상기 퍼지선(53)의 일부는 모터 본체(51)와 구동 유닛(7)의 본체(17) 사이로 전개되는 것을 특징으로 하는 이식

가능한 심장 보조 펌프의 외부 구동 유닛(7).

청구항 15

제12항 내지 제14항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 퍼지선(53)의 일부는 카테터(2)의 기부 영역(52)과 구동 유닛(7)의 본체(17) 사이로 전개되는 것을 특징으로 하는 이식 가능한 심장 보조 펌프의 외부 구동 유닛(7).

청구항 16

제12항 내지 제15항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 퍼지선(53)과 구동 유닛(7)의 본체(17) 사이에 단열재가 배치되는 것을 특징으로 하는 이식 가능한 심장 보조 펌프의 외부 구동 유닛(7).

청구항 17

제1항 내지 제16항 중 어느 한 항에 있어서,

환자의 피부와 접촉하도록 구성되는 접촉면을 포함하되, 상기 접촉면이 모터(35)에서 발생되는 열을 환자의 조직으로 전달하기 위하여, 모터(35)와 열전달 가능하도록 연결되거나 연결가능하도록 구성되는 열분산기(19)를 포함하는 것을 특징으로 하는 이식 가능한 심장 보조 펌프용 외부 구동 유닛(7).

청구항 18

제17항에 있어서,

상기 열분산기(19)가 적어도 부분적으로 유연한 것을 특징으로 하는 이식 가능한 심장 보조 펌프의 외부 구동 유닛(7).

청구항 19

제1항 내지 제18항 중 어느 한 항의 구동 유닛(7)과 이식 가능한 심장 보조 펌프(4)를 포함하는 심장 보조 장치(1).

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 출원은 의료 기술 분야와 관련된 것이다. 본 출원은 이식가능한 심장 보조 펌프용 외부 구동 유닛과, 구동 유닛 및 이식가능한 심장 보조 펌프를 포함하는 심장 보조 장치에 관한 것이다. 본 출원은 양수인의 2017년 4월 7일자 미국특허출원번호 15/482,513의 "이식 가능한 심장 보조 펌프용 외부 구동 유닛을 위한 방법과 시스템"과 관련되며, 이는 참조문헌으로서 여기에 포함된다.

배 경 기 술

[0002] 환자의 심장 기능을 보조하기 위한 심장 보조 장치는 종래 기술에 의하여 공지되어 있다. 이와 같은 장치는 이식 가능한 혈액 펌프를 포함할 수 있으며, 상기 펌프는 최소한의 침투 수단에 의하여 심실로 삽입될 수 있다. 또한, 상기 혈액 펌프를 구동하기 위하여 외부(또는 체외) 모터가 제공될 수 있다. 모터는 피부를 경유하는 카테터(transcutaneous catheter) 내부에 회전가능하게 장착될 수 있는 경피성의 유연성 있는 구동 샤프트에 의하여 혈액 펌프와 연결된다. 장치 중 이식 가능한 요소들은 환자의 서혜부에 천공부를 형성하고 이를 통하여 삽입될 수 있다. 관련 장치는 예를 들어 US 8,489,190 B2에 개시된다.

[0003] 이와 같은 심장 보조 장치의 문제는 외부 모터에 의하여 분산되는 열과 관련되어 발생된다. 어떤 경우, 혈액 펌프 작동과정 중 모터가 환자의 신체에 가깝게 위치될 수 있으며, 특히 환자의 다리에 인접하게 위치될 수 있다. 모터에서 발생되는 열이 효과적으로 제거되지 않으면, 모터는 과열될 수 있으며, 모터 오작동의 원인이 될 수 있다. 또한, 모터의 과열에 의하여 뜨거워진 모터의 본체가 환자의 피부에 접촉되고, 특히 예를 들어 마취약으로 인해 환자가 열을 감지하지 못하여 이에 적절하게 대응하지 못하였을 때, 환자의 건강에 위협이 될 수 있다. 인간 피부가 안전하게 흡수할 수 있는 열량이 초음파 및 자기 공병 영상 탐침(untrasound and magnetic

resonance imaging probe)의 맥락에서 연구된 바 있다. 예를 들어, "흡수되는 화력에 대한 인간 피부 온도 반응(Human Skin Temperature Response to Absorbed Thermal Power)" (SPIE Proceedings - The International Society for Optical Engineering 3037:129-134, March 1997)에는 열 흡수의 안전 수준을 결정하는 방법이 개시되어 있다.

[0004] 심장 보조 장치의 모터가 과열되는 것을 방지하기 위해서, 이러한 모터의 본체에는 열을 모터로부터 효과적으로 이탈시켜, 주변 공기로 분산되도록 하기 위한 복수의 냉각핀이 장착될 수 있다. 그러나, 모터가 밀폐된 환경에서 구동되는 경우, 즉 환자가 쉬는 동안 침구 아래에 위치되거나, 수술중에 사용하는 수술용 직물 아래 위치되는 경우에는, 공기로 이동 가능한 열량이 충분하지 못할 수 있다. 또한, 냉각핀을 구비하는 본체의 표면을 청소하는 것이 쉽지 않다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 전술한 현재 기술수준의 관점에서, 본 출원은 이식 가능한 심장 보조 펌프를 위한 개선된 외부 구동 유닛과, 개선된 심장 보조 장치를 제공하는 것을 목적으로 한다. 특히, 본 출원의 목적은 보다 개선된 열관리가 가능한 구동 유닛 및 심장 보조 장치를 제공하는 것이다. 또한, 본 출원은 심장 보조 장치의 안전하고 효율적인 작동을 가능하게 하는 구동유닛을 제안하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0006] 이러한 목적들은 독립 청구항 1의 양태를 갖는 외부 구동 유닛에 의하여 달성된다. 선택적이고 추가적인 양태와 추가적인 응용형태들은 종속항들과, 동반되는 도면에 부합되는 상세한 설명에 의하여 명확해질 것이다.

[0007] 제안되는 이식 가능한 심장 보조 펌프용 외부, 즉 체외의 구동 유닛은 모터 본체, 피부를 경유하는 구동 샤프트 및 심장 보조 펌프를 구동하기 위한 모터를 포함한다. 상기 모터는 피부를 경유하는 구동 샤프트를 통하여 심장 보조 펌프와 연결가능하고, 모터는 모터 본체의 내부에 배치된다. 구동 유닛은 구동 샤프트를 둘러싸는 카테터와, 퍼지용 매체를 카테터의 내강으로 주입하거나 또는 카테터와 구동 샤프트 사이의 공간으로 주입하기 위한 퍼지선(purge line)을 포함한다. 퍼지용 매체(purge medium)는 예를 들어 포도당 용액(glucose solution) 또는 식염수(saline solution)와 같은 용액일 수 있다. 퍼지선은 모터 본체의 외면 및/또는 카테터 기단부(proximal end)의 외면과 열접촉 상태를 이룬다. 열접촉에 의하여 열은 카테터 기부 영역의 외면으로부터 및/또는 모터 본체의 외면으로부터 퍼지용 매체로 전달될 수 있다.

[0008] 카테터는 통상 환자의 체내에 배치되도록 하기 위한 일 부분과, 환자의 체외에 배치되도록 하기 위한 나머지 부분을 포함한다. 카테터의 기부 영역은 통상 환자의 체외에 배치되도록 하기 위한 것이다. 퍼지용 매체를 카테터의 내강 또는 카테터와 구동 샤프트 사이의 공간으로 주입하면 혈액이 상기 내강 또는 공간으로 침투하는 것, 그리고 구동 샤프트의 회전성능을 악화시키는 것을 각각 방지할 수 있다.

[0009] 대부분의 실시예에서, 퍼지선은 퍼지용 매체를 안내하여 모터 본체의 외면 및/또는 카테터의 기부 영역의 외면과 먼저 열접촉할 수 있도록 하며, 퍼지용 매체가 이후로 카테터의 내강 또는 카테터와 구동 샤프트의 사이 공간으로 주입되도록 한다. 퍼지용 매체는, 모터 본체의 외면 및/또는 카테터의 기부 영역의 외면과 먼저 열접촉하게 된 이후 및 카테터의 내강 또는 카테터와 구동 샤프트의 사이 공간으로 주입되기 이전에, 추가적으로 유체 간극(fluid gap)으로 주입될 수 있다. 이는 후술하는 바와 같다. 심장 보조 장치 및/또는 구동 유닛은 예를 들어 펌프와 같은 유체 운송체(conveyor)를 포함할 수 있으며, 이는 전술 및/또는 후술하는 바와 같은 어떠한 방식으로든 퍼지용 매체의 흐름이 가능하도록 구성된다.

[0010] 구동 유닛을 포함하는 심장 보조 장치의 작동과정중에 모터가 열 소산(dissipation)에 의하여 가열될 수 있다. 또한, 몇가지 실시예에서, 모터에 근접하게 배치될 수 있는 카테터의 기부 영역도 작동과정중에 가열될 수 있다. 특히, 작동과정중에 열은, 모터로부터 카테터의 기부 영역과 본체에 의하여 커버되지 않아 환자의 피부와 접촉하게 될 수 있는 카테터 기부 영역의 인접 영역으로 전달될 수 있다. 퍼지선이 모터의 외면 및/또는 카테터 기부 영역의 외면과 열접촉하기 때문에, 열은 모터 및/또는 카테터 기부 영역으부로부터 퍼지선 내의 퍼지용 매체로 전달될 수 있다. 그러므로, 모터 및/또는 카테터의 기부 영역은 구동 유닛이 과열되는 위험을 감소시키도록 냉각될 수 있다. 특히, 구동 유닛이 대기에 의하여 충분히 냉각될 수 없는 담요의 아래에 배치되었을 때, 그리고 구동 유닛이 환자의 신체와 접촉하여 환자가 화상을 입을 위험이 증가되었을 때, 제안되는 구동 유닛을 적

용하면 심장 보조 장치의 구동상 안전성이 증진된다.

[0011] 종래의 기술과 비교하여, 퍼지선이 동시에 두가지 목적을 달성하게 하기 때문에 제안되는 구동 유닛은 추가적인 부분이 요구되지 않는다.: 첫째, 퍼지선은 퍼지용 매체를 환자의 신체로 유도하여 카테터의 내강 또는 카테터와 구동 샤프트 사이의 공간으로 혈액이 침투되는 것을 방지할 수 있다. 둘째, 본 발명에 따른 퍼지선은 구동 유닛의 열 관리를 개선한다. 게다가, 퍼지용 매체는 모터 및/또는 카테터의 기부 영역과 열접촉함으로써 예비 가열될 수 있다. 그러므로, 퍼지용 매체의 점도는 감소될 수 있으며, 구동 샤프트의 회전성이 개선될 수 있다. 구동 샤프트의 회전성의 개선이 이루어지는 것은 퍼지용 매체가 모터 본체의 외면 및/또는 카테터 기부 영역의 외면과 먼저 열접촉하게 되기 때문이며, 이후에 퍼지용 매체가 카테터의 내강 또는 카테터와 구동 샤프트 사이의 공간으로 주입됨으로써 결국 환자에게 도달되기 때문이다. 아울러, 퍼지용 매체가 모터 본체 또는 카테터 기부 영역과 열접촉한 이후에만 환자에게 도달되기 때문에, 열접촉시 퍼지용 매체의 초기 온도는 모터 본체 및/또는 카테터의 기부 영역으로부터 열전달이 효율적이고 멀리 이루어질 수 있을 정도로 상당히 낮을 수 있다.

[0012] 심장 보조 장치의 작동 중에, 모터 본체의 외면은 보통 카테터 기부 영역의 외면에 비하여 더 따뜻하다. 몇가지 실시예에서, 퍼지선은 모터 본체의 외면 및 카테터 기부 영역의 외면 모두와 열접촉된다. 이들 실시예에서, 구동 유닛의 냉각과 퍼지용 매체의 예비 가열은 특히 효율적일 수 있다. 퍼지선은 퍼지용 매체가 카테터 기부 영역의 외면과 먼저 열접촉하고 이후에 모터 본체의 외면과 열접촉하게 되도록 하는 방향으로 안내된다. 이로써 퍼지용 매체는 순차적으로 예비가열될 수 있고, 카테터 기부 영역의 효율적인 냉각이 가능하다. 이후, 퍼지용 매체는 몇가지 실시예에서, 모터의 유체 간극으로 주입되며, 이는 후술한다. 그 다음에, 퍼지용 매체는 카테터의 내강 또는 카테터와 구동 샤프트 사이의 공간으로 주입될 수 있다.

[0013] 카테터는 적어도 하나의 내강을 포함한다. 몇가지 실시예에서, 심장 보조 장치는 퍼지용 매체가 먼저 말단방향으로(in a distal direction) 흘러, 카테터의 내강 중 하나를 통하여 환자의 신체에 도달하도록 구성될 수 있다. 대부분의 실시예에서, 카테터의 내강 또는 카테터와 구동 샤프트 사이의 공간은 카테터의 기부 영역으로 이어진다. 특히, 상기 내강 또는 공간은 카테터 기부 영역 길이 전체에 걸쳐서 이어지고, 몇가지 실시예에서는 카테터 길이 전체에 걸쳐서 이어진다. 본 실시예에서, 열은 내강 또는 공간내의 퍼지용 매체를 매개로 카테터의 기부 영역 또는 상기 기부 영역의 인접한 영역으로 전달될 수 있다. 그러므로, 본 실시예에서는 카테터 기부 영역을 퍼지선에 의하여 냉각하는 것이 특히 유리하다.

[0014] 대부분의 실시예에서 퍼지선은 카테터의 일부를 구성하지 않는다. 특히, 퍼지선은 대부분의 실시예에서 카테터의 내강에 의해 형성되지 않는다. 퍼지선은 카테터 외벽의 외부에 배치되는 분리된 선일 수 있다.

[0015] 퍼지선은 대개 특정의 이식대상을 포함하지 않도록 체외용으로 구성된다. 퍼지선은 대개 상기 공간 또는 카테터의 내강과 유체에 의해 연결되도록 배치된다. 구동 유닛은 대개 상기 공간 또는 내강과 유체에 의해 연결되는 퍼지 개구부를 포함한다. 퍼지선은 상기 공간 또는 내강과 유체에 의해 연결되도록 퍼지 개구부에 부착될 수 있다. 대개, 심장 보조 장치의 작동과정중에, 퍼지용 매체는 상기 공간 또는 내강의 말단방향으로 흐른다.

[0016] 모터는 전기 모터일 수 있다. 몇가지 실시예에서, 모터는 고정자(stator)와 회전자(rotor)를 포함한다. 회전자는 구동 샤프트와 연결될 수 있다. 회전자는 대개 자석, 특히 영구자석을 포함한다. 고정자는 복수의 권선들을 포함할 수 있다. 고정자는 대개 회전자에 의해 둘러싸이며, 회전자의 자석과 고정자의 권선들 사이에 자기 간극(magnetic gap)이 형성되도록 구성된다. 회전자는 회전가능하게 장착된다. 유체 간극(fluid gap)이 회전자와 고정자 사이에 형성될 수 있다. 상기 유체 간극은 퍼지용 매체를 유체 간극으로 주입하기 위한 퍼지 개구부와 유체에 의하여 연결될 수 있다. 퍼지선은 퍼지 개구부와 연결될 수 있거나 연결가능할 수 있다. 퍼지용 매체는 유체 간극 및 카테터의 내강 또는 카테터와 구동 샤프트 사이의 공간으로 주입될 수 있다. 모터의 유체 간극은 대개 카테터의 내강 또는 카테터와 구동 샤프트 사이의 공간과 유체에 의하여 연결된다. 통상의 실시예에서, 퍼지선과 유체 간극은 퍼지용 매체가 모터 본체의 외면 및/또는 카테터 기부 영역의 외면과 먼저 열접촉하도록 퍼지용 매체를 안내할 수 있게 구성되며, 이후 퍼지용 매체는 회전자와 고정자 사이의 유체 간극으로 주입되고, 그 다음에 카테터의 내강 또는 카테터와 구동 샤프트 사이의 공간으로 주입된다.

[0017] 퍼지되지 않은 모터들이 사용되는 경우, 모터를 카테터와 구동 샤프트 사이의 공간과 분리하기 위한 밀봉재가 필요하며, 이는 상기 공간으로 공기가 주입되어 결국 환자에게 도달하는 것을 방지하기 위한 것이다. 퍼지된 모터를 사용하면 마찰을 야기하는 복잡한 밀봉재와, 카테터와 구동 샤프트 사이의 공간으로부터 모터를 분리하는 과정이 필요치 않다는 잇점이 있다. 그러므로, 모터를 제조하기 쉬울 수 있으며, 마찰 손실도 경감될 수 있어 모터는 보다 효율적인 방법으로 구동될 수 있다. 또한, 밀봉재가 통상 손상될 가능성이 있으므로, 밀봉재가 사용되지 않으면 심장 보조 장치 파손의 위험이 경감될 수 있다.

[0018] 모터가 퍼지용 매체를 사용하여 퍼지되면, 모터는 효율적으로 냉각될 수 있다. 또한, 퍼지용 매체가 카테터 기단부 및/또는 모터 본체와 열접촉하여 예비가열되기 때문에 퍼지용 매체는 모터의 유체 간극으로 주입될 때 이미 점도가 감소한 상태가 된다. 그러므로, 상기 구동 유닛은 유체 간극 및/또는 모터의 베어링에서 마찰 손실을 줄이고, 모터의 효율성을 증가시킨다.

[0019] 몇가지 실시예에서, 퍼지선은 퍼지용 매체가 먼저 카테터 기부 영역의 외면과 열접촉 가능한 영역으로, 이후 모터 본체의 외면과 열접촉할 수 있는 영역으로, 이후 회전자와 고정자 사이의 유체 간극으로, 이후 카테터의 내강 또는 카테터와 구동 샤프트 사이의 공간 및/또는 모터의 유체 간극으로 흐를 수 있게 안내하도록 구성된다(후술하는 바와 같다). 놀랍게도, 본 실시예에 따라서 구동 유닛이 운용될 때, 심장 보조 펌프를 사용하여 특정 양의 혈액을 운반하는데 필요한 모터 전류, 즉 고정자의 권선으로 인가되는 전류는 퍼지용 매체의 흐름속도와 무관함을 알게 되었다.

[0020] 이와 반대로, 퍼지선과 모터 본체의 외면 및/또는 카테터 기부 영역의 외면 사이에 열 접촉이 없으면, 모터 전류는 퍼지 흐름 속도가 증가함에 따라서 증가할 것이며, 이는 유체 간극내의 퍼지용 매체가 흐름속도를 증가시킬 수 있을 정도로 더 차갑기 때문인 것으로 추측되며, 이로써 점도가 더 증가하게 되고, 따라서 모터에서의 마찰 손실이 증가된다. 본 발명에 따라서 퍼지용 매체를 예비 가열하면, 각기 다른 퍼지 흐름 속도에 대해서 모터 전류가 일정하게 된다. 그러므로, 심장 보조 장치의 매개변수(parameter)를 조절함으로써 모터 전류를 보다 바람직하게 운용할 수 있다. 이는 퍼지 흐름 속도가 모터 전류에 미치는 원치않는 영향인자를 고려하지 않아도 되기 때문이다. 그러므로, 심장 보조 장치의 전기적 제어가 매우 간이해질 수 있다.

[0021] 몇가지 실시예에서, 퍼지선은 퍼지용 매체가 기단방향으로 흘러 어느 영역으로 도달하게 안내하도록 구성되며, 상기 영역은 퍼지용 매체를 카테터 내강 또는 카테터와 구동 샤프트 사이의 공간으로 주입하기 이전에 퍼지선이 모터 본체의 외면 및/또는 카테터 기부 영역의 외면과 열접촉 상태를 이루는 영역이다. 반대방향으로 흐르도록 배열하여 열을 전달하는 것이 특히 효율적이다. 이러한 배열에서, 퍼지용 매체가 카테터의 내강 또는 카테터와 구동선(drive line)으로 흐를 때와는 달리(말단 방향으로 흐름), 퍼지용 매체는 반대 방향으로 흘러 카테터 기부 영역의 외면과 열접촉하는 영역에 도달한다(기단 방향으로 흐름). 동시에(또는), 퍼지용 매체가 고정자와 회전자 사이의 유체 간극으로 흐를 때와는 달리(말단 방향으로 흐름), 퍼지용 매체는 반대 방향으로 흘러 모터 본체의 외면과 열접촉하는 영역에 도달한다(기단 방향으로 흐름). 특히, 퍼지용 매체가 말단방향으로 흘러 유체 간극에 도달하도록 유체 운송체(fluid conveyor)가 구성될 수 있다.

[0022] 몇가지 실시예에서, 퍼지선은 모터 본체 및/또는 퍼지선이 모터 본체의 외면 및/또는 카테터 기부 영역의 외면과 열접촉 상태를 이루는 영역에서의 카테터 기부 영역을 적어도 부분적으로 둘러싼다. 모터 본체와 카테터의 기단부를 둘러쌈으로써 열이 전달되는 영역이 증가하고, 따라서 열전달 효율이 개선될 수 있다. 통상적으로, 퍼지선은 모터 본체의 및/또는 카테터의 기부 영역과 여러면에서, 예를 들어 적어도 180도의 각도범위에 걸쳐서 열접촉한다. 특히, 퍼지선은 모터 본체 및/또는 카테터의 기단부를 모든 각도 범위에 걸쳐서 완전히 둘러쌀 수 있다.

[0023] 몇가지 실시예에서, 퍼지선은 유연성을 갖는다. 퍼지선은 튜브 형상을 이루며, 곡면의 단면을 가질 수도 있다. 퍼지선의 외경은 적어도 1㎜, 바람직하게는 적어도 2㎜ 및/또는 최대 5㎜, 바람직하게는 최대 3㎜일 수 있다. 퍼지선의 내경은 적어도 0.3㎜, 바람직하게는 적어도 0.7㎜ 및/또는 최대 2㎜, 바람직하게는 최대 1.5㎜일 수 있다. 퍼지선은 생체친화성 재료를 포함하거나 이 재료로 제조될 수 있다. 몇가지 실시예에서, 퍼지선은 PU, PEEK와 같은 플라스틱 재료 또는 스테인레스 스틸과 같은 금속재료를 포함하거나 이들 재료로 제조될 수 있다. 퍼지선이 높은 열전도도를 갖는 재료로 이루어지면 퍼지용 매체와 모터 본체 및/또는 카테터의 기부 영역간 열접촉을 개선할 수 있다.

[0024] 퍼지선은 모터 본체 및/또는 카테터의 기단부를 나선 형태로 돌면서 전개되어 퍼지선이 모터 본체의 외면 및/또는 카테터 기부 영역의 외면과 열접촉 상태를 이루는 영역에 도달한다. 퍼지선이 명확히 정의된 나선 형태로 전개되면, 퍼지선 내부에 열전달이 약화된(undercut) 영역이 생성될 가능성을 예방할 수 있으며, 퍼지선이 퍼지용 매체로 채워져 있을 때, 퍼지선 내부에 잔류하는 에어포켓(air pocket)의 발생 위험이 줄어든다. 예를 들어, 이러한 목적을 위하여 퍼지선은 병행하는 흐름 채널 없이, 퍼지용 매체를 위한 유일한 연속 흐름 채널(serial flow channel)을 포함할 수 있다. 이로써, 퍼지선의 탈기(deairing)가 신뢰성있게 이루어질 수 있다. 예를 들어 퍼지선을 모터 본체 주변 및/또는 카테터의 기부 영역 주변에 둘러쌀 수 있다. 본 실시예에서 구동 유닛의 제조가 용이하다. 또한, 퍼지선의 적당한 회전수(number of turns)를 선택하고 원하는 열전달 영역을 생성함으로써, 소기의 열전도 효율을 갖는 구동 유닛을 쉽게 제조될 수 있다. 몇가지 실시예에서, 퍼지선은 카테터 기단부 둘

레를 적어도 4회전, 바람직하게는 적어도 8회전하여 형성되거나(되고), 모터 본체 둘레를 적어도 3회전, 바람직하게는 적어도 5회전 하여 형성된다.

[0025] 퍼지선은 모터 본체 및/또는 카테터의 기단부에 부착될 수 있다. 대부분의 실시예에서, 퍼지선은 모터 본체의 외면 및/또는 모터 본체 및/또는 카테터의 기부 영역이 퍼지선과 직접 접촉하도록 함으로써 열접촉되는 영역에서 카테터 기부 영역에 닿아 있다. 그러나, 다른 실시예에서, 열전도성 요소가 모터 본체 및/또는 카테터의 기부 영역과 퍼지선의 사이에 배치될 수 있다. 퍼지선과 모터 본체 및/또는 카테터의 기부 영역은 열전도성 요소와 직접 접촉될 수 있다. 몇가지 실시예에서, 퍼지선은 적어도 부분적으로 모터 본체에 통합된다. 예를 들어, 퍼지선은 모터 본체내에 임베디드된 내강에 의하여 부분적으로 형성될 수 있다. 퍼지선의 내부면과 모터 본체의 내부면 사이의 전체 열전도도(W/K)는, 퍼지선의 내부면과 구동 유닛 본체의 내부면 사이의 전체 열전도도의 적어도 5배, 바람직하게는 적어도 10배에 이를 수 있다. 또한, 퍼지선 내부면과 모터의 내부, 특히 모터의 권선들 사이의 전체 열전도도는 적어도 퍼지선의 내부면과 모터 본체의 내부면 사이의 전체 열전도도가 된다. 이와 같은 전체 열전도도에 대해서는 퍼지선의 내부면과 모터 본체의 내부면 사이에 배치된 일련의 재료의 열전도도 뿐만 아니라, 단면적, 두께 및 열접촉에 의한 전도도 등이 고려된다. 퍼지선과 구동 유닛 본체 사이의 상대적으로 높은 열전도도에 기인하여, 모터에 의하여 생성된 열은 예를 들어 공기의 대류에 의하여 구동 유닛의 본체 내에 분배될 수 있으며, 구동 유닛 본체의 국부적 과열 지점이 생성되는 것을 피할 수 있다. 또한, 모터에서 발생된 열이 모터 본체의 외부면으로 전달되도록 모터의 내부는 모터 본체와 열접촉된다. 모터의 유체 간극으로부터 모터 본체의 외면으로 열이 충분히 전달되도록 하기 위하여, 권선은 캐스팅 재료, 예를 들어 에폭시 레진(epoxy resin)으로 캐스팅될 수 있으며, 이로써 유체 간극과 모터 본체의 외면 사이의 공간에 공기가 유입되는 것을 방지할 수 있다. 몇가지 실시예에 의하면, 캐스팅 재료는 권선들과 모터 본체를 서로 직접적으로 결합시킨다.

[0026] 몇가지 실시예에서, 구동 유닛은 열분산기(heat spreader)를 더 포함한다. 상기 열분산기는 환자의 피부에 접촉하도록 구성되는 접촉면(contact surface)을 포함하고(거나), 환자의 피부에 직접 접촉하고(거나), 환자의 피부에 대하여 편평하게 닿도록 마련된다. 접촉면은 열전달이 가능하도록 모터와 연결되거나 연결가능하도록 구성되어 모터에 의하여 발생되는 열을 환자의 조직에 전달한다.

[0027] 구동 유닛은, US 2016/0213827 A1에서 논의된 바와 같이 심장 보조 펌프의 모터로부터 열을 효과적으로 제거하기 위해서는 환자로부터 멀리 떨어져서 구동되어야 한다는 종래 기술들이 통상적으로 믿고 있는 사실과 상반되는 해법을 제공한다. 제안된 구동 유닛에서 효과적으로 열을 제거하는 과정은 적어도 부분적으로 환자의 조직(tissue)으로 열을 전달하는 것에 의한다. 그러므로, 심장 보조 펌프의 작동 과정에서 열은 모터로부터 열분산기의 접촉면으로 이동된다. 모터와 접촉면 사이의 열접촉에 의한 열전도도는 충분히 커서, 모터에 의하여 생성되는 열을 열분산기를 경유하여 환자의 조직으로 전달하는 것이 가능하다.

[0028] 접촉면은 편평하거나 굴곡될 수 있다. 통상적인 실시예에서, 접촉면은 단차가 존재하지 않는다(stepless). 바람직한 실시예에서, 접촉면은 조직(tissue)에 최대한 접촉되도록 하기 위하여 유연성을 갖는다(flexible). 접촉면은 모터로부터 조직으로 열을 전도하기 위하여 마련될 수 있다. 구동 유닛 사용 중에 접촉면 전체가 피부와 접촉될 수 있다. 구동 유닛은 환자의 피부와 접촉하도록 형상화된 구동 유닛의 모든 영역 전체로 이루어지는 저면(bottom surface)을 더 포함하여 구성될 수 있다. 접촉면은 대개 저면의 일 부분에 형성된다. 그러나, 몇몇의 실시예에서, 접촉면은 저면의 전부를 구성한다.

[0029] 또한, 본 출원은 전술한 또는 후술하는 구동 유닛을 포함하며, 이식 가능한 심장 보조 펌프를 더 포함하는 심장 보조 장치와 관련된다. 심장 보조 펌프는 예를 들어 불가분적으로 연결되는 방법으로 구동 유닛의 구동 샤프트와 연결될 수 있다. 또 다른 실시예에서, 모터는 커플링, 예를 들어 자기 클러치(magnetic clutch)를 통하여 구동 샤프트에 연결될 수 있다.

[0030] 심장 보조 장치의 구동 방법에 따르면, 구동 유닛은 심장 보조 펌프를 구동한다. 퍼지용 매체는 카테터의 내강 또는 카테터와 구동 샤프트 사이의 공간으로 주입된다. 열은 모터에 의하여 발생되어 모터 본체로 전달된다. 또한, 열은 모터 본체의 외면 및/또는 카테터 기부 영역의 외면으로부터 퍼지선으로 전달된다.

[0031] 몇가지 실시예에서, 열분산기가 제공되며, 모터에 의하여 생성된 열은 열분산기로 전달된다. 추가적인 실시예에서, 열분산기의 접촉면이 환자의 피부와 접촉하고(거나), 열분산기가 환자의 피부에 직접 접촉하고(거나), 환자의 피부에 대하여 편평하게 닿도록 구성됨으로써, 모터에서 발생된 열이 환자의 조직에 전달되도록 한다. 추가적인 실시예에서, 열분산기의 접촉면은 환자의 피부와 직접 접촉한다. 그러나, 몇가지의 경우에서, 또 다른 재료, 예를 들어 환자의 의복 조각이 피부와 접촉면 사이에 개재될 수 있다.

[0032] 구동 유닛은 구동 유닛 본체를 포함할 수 있다. 모터 본체 및/또는 카테터의 기부 영역은 구동 유닛 본체 내에 배치될 수 있다. 퍼지선의 일부는 모터 본체와 구동 유닛의 본체 사이에 전개되며, 이로써 전술한 바와 같이 퍼지선으로 열전달이 가능하다. 또한, 퍼지선의 일부는 카테터의 기부 영역과 구동 유닛 본체 사이에 전개될 수 있다. 이로써 전술한 바와 같이 퍼지선으로 열이 전달될 수 있다. 카테터의 기부 영역의 인근 영역은 구동 유닛 본체의 외부에 배치될 수 있다. 또한, 퍼지선은 구동 유닛 본체의 외부에 배치된 영역을 포함할 수 있다. 이 영역은 통상적으로 퍼지용 매체의 공급부(a supply)에 결합가능하다. 간이하고 경제적으로 구동 유닛을 제조하기 위하여, 퍼지선의 직경은 구동 유닛 본체의 외부에 배치된 영역, 그리고 모터 본체 및/또는 카테터의 기부 영역과 열접촉하는 영역과 동일할 수 있다.

[0033] 열분산기는 구동 유닛 본체에 부착될 수 있다. 전형적인 실시예에서, 구동 유닛 본체는 구동 유닛이 조립되었을 때, 적어도 부분적으로 시각적으로 노출될 수 있는 외부 본체이다. 열분산기는 구동 유닛 본체의 외부에 마련된다. 열분산기는 모터로부터 환자의 조직으로 열을 전달할 수 있도록 구성된다. 대부분의 실시예에서, 열분산기는 전기 에너지의 공급을 요하지 않는 수동 부품이다. 또한, 열분산기는 대부분의 실시예에서 유동부(moving parts) 및/또는 유동체(moving fluids)에 종속되지 않는다. 열분산기는 구동 유닛 본체와 고정되는 방법 또는 유동가능한 방법으로 연결될 수 있다. 몇가지 실시예에서, 열분산기는 구동 유닛 본체와 제거 가능하도록 연결된다. 예를 들어, 심장 보조 펌프는 카테터 시술실(catheterization lab) 내에서 열분산기와 연결되지 않은 상태로 이식되는 것이 편리할 수 있다. 구동 유닛 본체는 이와 같은 상황에서 심장 보조 장치의 손잡이 역할을 할 수 있다. 이식 절차 이후에, 구동 유닛 본체는 열분산기와 연결될 수 있으며, 이로써, 모터에 의하여 발생된 열이 효율적으로 환자의 조직에 전달될 수 있다. 열은 모터로부터 모터 본체로 이동될 수 있다. 모터 본체는 구동 유닛 본체에 열접촉될 수 있으며, 이로써 모터에 의해 발생된 열은 모터 본체로부터 구동 유닛 본체로 전달될 수 있다. 또한, 이러한 열은 구동 유닛 본체로부터 열분산기로 전달될 수 있다.

[0034] 구동 유닛은 환자의 넓적다리에 이를 부착할 수 있도록 구성된 지지수단(holding means)을 포함할 수 있다. 심장 보조 장치가 사용될 때, 전형적인 응용 시나리오에서, 적어도 구동 유닛의 저면은 환자의 피부와 접촉하게 된다. 이 때 접촉면은 피부와 접촉해도 좋다. 그러면, 제안된 구동 유닛은 모터의 구동 과정에서 모터로부터 열을 효과적으로 제거할 수 있도록 작용한다. 그럼으로써, 모터의 과열이 방지될 수 있다.

[0035] 심장 보조 장치의 열관리를 최적화하는데 있어서, 열분산기는 퍼지선과 모터 본체 및/또는 카테터의 기단부의 제안되는 열접촉 방법과 함께 역할을 수행한다. 많은 실시예에서, 구동 유닛으로부터 대기로 열을 전달하는 것은 심장 보조 장치가 구동될 때에는 요구되지 않는다. 그러므로, 상기 심장 보조 장치는 구동 유닛이 이불 또는 외과 수술용 천에 의해 덮여있을 때라도 과열없이 신뢰성있게 구동될 수 있다. 전형적인 실시예에서, 냉각핀은 필요치 않다. 그러므로, 제안된 구동 유닛은 상대적으로 소형으로 설계될 수 있으며, 이로써 구동 유닛 부착의 간이성과 착용의 편의성을 개선시킨다. 또한, 모터로부터 제거되는 열량은 예측가능하며, 외기의 온도 또는 외기의 유속에 강하게 의존하지는 않는다. 그러므로 구동 유닛의 열에 대한 관리가 신뢰성 있게 조절될 수 있다. 또한, 냉각핀이 필요하지 않기 때문에 본체는 부분적으로 또는 전면적으로 연속성을 갖고(거나) 단차가 없는 표면을 이룰 수 있다. 그러므로, 구동 유닛의 세정이 용이해질 수 있다.

[0036] 따라서, 구동 유닛은 상이한 응용 시나리오들에서 유리하게 사용될 수 있다.

[0037] - 첫째, 카테터 시술실 내에서 심장 보조 장치를 이식하는 과정에서 모터는 멸균천 위에 놓일 수 있는데, 이는 천의 아랫 영역은 멸균처리가 되어 있지 않는 것으로 여겨질 수 있기 때문이다. 이와 같은 상황에서, 모터 주변의 공기 대류가 가능하며, 따라서 과열의 위험을 저감시킬 수 있다. 게다가, 환자가 모터와 의도치않게 접촉할 확률이 낮고, 사용자(외과의사)가 모터와 접촉하는 경우가 일어나도, 대개 장갑을 착용하고 있다. 그러므로, 모터의 허용가능한 온도는 아래에 설명되는 두번째 응용 시나리오에서보다 더 높다. 게다가, 구동 유닛이 오염될 위험성은 상대적으로 높은데, 이는 사용자가 오염된, 특히 혈액이 다량 묻은 장갑을 착용하고 모터와 접촉하기 때문이다.

[0038] - 둘째, 환자 이송 또는 환자가 집중 치료 유닛에 있는 동안, 특히 펌프가 환자 체내에서 제자리를 지키는 것이 중요하다. 이러한 상황에서, 모터는 그 무게 때문에 천공부(puncture site)에 대하여 단단히 고정되어야 한다. 이러한 이유로 모터는 담요 또는 이불 아래에 놓이게 된다. 그러므로, 모터로부터 대류에 의한 열전달이 효율적이지 않으며, 작동중 모터의 과열의 위험이 반드시 고려되어야 한다. 또한, 이와 같은 시나리오에서 펌프와 환자가 직접 접촉하기 쉽다. 따라서, 모터로부터 퍼지용 매체 및/또는 환자의 조직으로 효율적으로 열전달되는 것은 매우 유익하며, 이는 전술 및 후술한 구동 유닛에 의하여 보장된다. 또한, 보다 더 오랜 시간 동안 모터를 사용한 이후에는 세정이 필요할 수 있는데, 제안된 구동 유닛에 의한 표면 형상은 예를 들어 냉각핀들을 포함하

는 종래의 알려진 히트싱크(heat sink)들의 형상과 비교하여 더 바람직하다.

[0039] 열분산기의 접촉표면의 표면적은 구동 유닛 본체 표면의 표면적보다 더 클 수 있다. 상기 구동 유닛 본체의 표면은 작동과정중에 환자와 면접하는 본체의 표면이 된다. 열분산기는 모터 본체로부터 멀리 연장될 수 있는 정도의 크기를 가질 수 있다. 몇가지 실시예에서, 접촉면의 표면적은 적어도 25cm^2, 바람직하게는 적어도 50cm^2 또는 적어도 100cm^2이다. 통상, 표면적은 400cm^2 보다는 작다. 충분히 큰 표면적이 필수적인데, 이는 모터로부터 환자의 조직으로 효율적인 열전달을 가능하게 하기 때문이다. 게다가, 조직이 국부적으로 과열되는 것과 이로부터 조직에 손상이 가해지는 것을 방지하기 위해서는 충분히 큰 표면적을 갖도록 하는 것이 중요하다. 환자의 조직으로 전달되는 열의 양은 cm^2당 최대 80mW, 바람직하게는 cm^2당 최대 60mW 또는 cm^2당 최대 40mW이며, 이는 접촉면의 표면적을 기준으로 한다. 또한, 구동 유닛의 열 관리를 설계할 때, 표면적은 중요한 요소를 이루며, 모터가 소기의 온도로 구동되도록 하여준다. 대부분의 실시예에서, 구동 유닛의 작동 과정 중, 접촉면의 표면적과 모터에 의하여 소산되는 열의 비율은 적어도 13cm^2/W, 바람직하게는 25cm^2/W, 더욱 바람직하게는 50cm^2/W이며, 이로써 조직의 국부적인 과열을 방지할 수 있다.

[0040] 열분산기는 적어도 국부적으로(in areas) 유연성(flexible)을 가지는 것이 좋다. 그럼으로써, 접촉면이 피부의 윤곽면에 부합될 수 있다. 예를 들어, 환자의 넙적다리에 구동 유닛이 부착되는 경우, 접촉면은 넙적다리의 형상에 부합될 수 있다. 이로써, 구동유닛을 보다 더 편리하게 착용할 수 있으며, 열분산기와 환자 피부간 열접촉이 보장될 수 있다. 열분산기는 열분산기 전체 표면에 있어서 유연성을 가질 수 있다.

[0041] 조직으로 전달되는 열은 대개 치료의 목적으로 이용되지는 않는다. 모터로부터 환자의 조직으로 열을 효과적으로 전달할 수 있도록 하기 위해서는, 열 교환기가 적어도 부분적으로는 상대적으로 높은 열전도도를 갖는 재료로 구성되도록 하는 것이 좋다. 이러한 영역은 접촉면 전체에 충분히 확장 형성될 수 있다. 상기 영역에서의 열전도도는 적어도 1W/(m·K), 바람직하게는 적어도 10W/(m·K), 적어도 50W/(m·K), 또는 적어도 100W/(m·K)일 수 있다. 바람직한 실시예에서, 열분산기의 열전도도는 열분산기의 접촉면에 수직의 방향보다는 열분산기의 접촉면에 평행한 방향으로 더 높은데, 이는 열 에너지가 표면에 걸쳐서 넓게 분산되도록 하고, 과열영역(hot spot)들이 생성되는 것을 방지하기 위함이다.

[0042] 모터로부터 환자의 조직으로 안전하고 효과적으로 열전달하기 위해서는, 표면적을 가로지르는 열의 분포가 가장 중요하기 때문에 열분산기를 편평한 형상(flat shape)이 되도록 설계하며, 이로써 유닛의 무게와 필요한 재료의 양이 줄어들 수 있다. 그러므로, 열분산기는 2cm 미만, 특히 1cm 또는 0.5cm 미만의 두께를 갖도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 열분산기는 호일(foil)이 될 수 있다.

[0043] 열분산기는 열전도층을 포함할 수 있다. 열전도층은 열이 접촉면의 전체 면적에 걸쳐서 빠르고 효과적으로 전달될 수 있도록 하며, 이로써 피부상에 과열영역이 방지될 수 있도록 한다. 열분산기는 캐리어층(carrier layer)을 더 포함할 수 있다. 캐리어층은 열전도층에 비하여 낮은 열전도도를 가질 수 있다. 캐리어층은 엘라스토머(elastomer) 및/또는 플라스틱을 함유할 수 있다. 이와 같은 방법으로, 열전도층, 특히 상대적으로 얇고(거나) 유연한 층은 열을 충분히 전도할 수 있으며, 이 때 캐리어층은 열분산기가 기계적으로 충분한 안정성을 갖도록 한다. 열전도층은 금속, 특히 구리, 알루미늄 및/또는 열분해 탄소(pyrolytic carbon)를 함유할 수 있다. 몇가지 실시예에서, 열분산기는 적어도 하나의 열전도층을 포함하여 구성될 수 있다.

[0044] 게다가, 열분산기는 생체친화성 코팅층을 포함할 수 있다. 예를 들어 열분산기의 접촉면이 생체친화성 코팅층을 포함할 수 있다. 코팅층은 열분산기의 바닥면의 일부분에 형성되거나 전체면에 형성될 수 있다. 코팅층은 열 전도층을 덮고(거나) 둘러쌀 수 있다. 특히, 열분산재 또는 이의 열전도층이 유해한 성분을 포함한다면 이는 땀에 의해 용해될 수 있는데, 코팅층은 이러한 경우 도입될 수 있다. 이로써 코팅층은 유해한 성분이 환자의 피부에 도달하는 것을 방지할 수 있다. 예를 들어, 생체친화성 코팅층은 파릴린(parylene), 폴리우레탄(polyurethane), 실리콘(silicone), PEEK, 또는 예를 들어 이식 가능한 금속과 같은 생체친화성 재료를 포함할 수 있다. 생체친화성 코팅층은 2mm 미만, 바람직하게는 0.5mm 미만 또는 0.1mm 미만의 두께를 가질 수 있다. 생체친화성 코팅재료는 생체친화성 캐리어(carrier)를 구현하는 캐리어 재료(carrier material)와 동일할 수 있다.

[0045] 또한, 모터 및/또는 모터 본체 및/또는 구동 유닛 본체는 가늘고 긴(elongated) 형상일 수 있다. 구동 유닛은 환자의 넙적다리에 부착될 때, 모터 및/또는 모터 본체 및/또는 구동 유닛 본체의 길이방향이 넙적다리의 축방향과 일치되도록 모터가 가늘고 길게 형성될 수 있다. 고정수단은 대개 구동 유닛 본체와 연결된다. 구동 유닛의 고정수단은 띠(strap) 및/또는 찍찍이(hook and loop) 결속 수단을 포함할 수 있다. 고정수단은 접착제를 더

포함할 수 있다. 구동유닛을 접착제로 넙적다리에 접착하면 구동유닛이 천공부(puncture site)에 대하여 특히 신뢰성있게 고정된다. 특히, 구동유닛이 환자의 넙적다리에 부착될 때, 접착제에 의하여 고정하면, 구동유닛이 넙적다리로부터 무릎방향으로 경사진 부분(tapered portion)으로 미끄러져 내리는 것을 방지할 수 있는 효과적인 고정수단이 된다. 예를 들어, 제안된 고정수단에 의하면, 천공부에 작용하는 기계적 응력이 경감될 수 있다. 몇가지 실시예에서, 열분산기는 피부에 부착되도록 하는 접착면을 포함한다. 예를 들어, 열분산기는 접착제 패치(adhesive patch)에 의하여 형성될 수 있다. 이와 같은 실시예에 따르면, 모터에 의하여 발생된 열은 패치를 통하여 환자의 조직으로 전달될 수 있다. 패치의 열전도도는 충분히 커서, 열이 조직으로 효과적으로 전달된다. 접착면은 접촉면의 일부 및/또는 전체에 형성될 수 있다. 접착제는 예를 들어 상처 봉합용 접착제 패치로 널리 알려진 생체친화성 접착제일 수 있다.

[0046] 또한, 구동 유닛은 환자의 피부위에서 다른 곳으로 위치변경되지 않도록 하는 고정용 수단을 더 포함할 수 있다. 예를 들어 고정용 수단은 고무로 이루어진 영역을 포함할 수 있다. 구동 유닛의 바닥면은 매듭(nub)들을 더 포함할 수 있다.

[0047] 열분산기는 개구부 또는 함몰부를 포함할 수 있으며, 특히 관통공 또는 홈일 수 있고, 이로써 피부로부터 땀을 증발시킬 수 있다. 개구부 또는 함몰부는 적어도 부분적으로 접촉면에 인접하여 위치될 수 있다. 전형적인 실시예에서, 열분산기는 적어도 3개, 적어도 5개 또는 적어도 8개의 개구부 또는 함몰부를 포함한다. 모터의 구동과정에서 환자의 조직으로 전달된 열은 발한(perspiration)을 촉진하게 된다. 그러므로, 개구부 또는 함몰부는 구동 유닛 착용의 편의성을 크게 증진시킬 수 있다. 증기가 대기중으로 충분히 전달되도록 하기 위한 개구부 또는 함몰부의 가장 작거나 균일한 직경은 통상 적어도 1㎜ 또는 적어도 5㎜이다. 개구부 또는 함몰부 중 가장 크거나 균일한 크기의 직경은 통상 최대 20㎜ 또는 80㎜이다.

[0048] 몇가지 실시예에서, 개구부들은 가늘고 긴 형태를 이룬다. 가장 큰 직경과 가장 작은 직경의 비율은 적어도 1.2 또는 적어도 2일 수 있다. 이와 같은 방법으로, 땀(증기의 형태로)은 신체로부터 대기중으로 효율적으로 전달될 수 있다. 이 때, 열분산기에서 충분한 기계적 안정성과 효율적인 2차원 열전도가 보장된다. 예를 들어, 개구부는 가늘고 길게 형성될 수 있는데, 이로써, 환자의 넙적다리에 구동 유닛이 부착될 때, 개구부는 넙적다리의 원주방향(circumferential direction)으로 보다 더 큰 직경을 가지며, 넙적다리의 축방향으로는 보다 작은 직경을 갖는다. 모터가 축방향으로 가늘고 긴 형상을 가지는 경우, 증기가 피부로부터 효과적으로 제거되는 동안, 가늘고 긴 홀은 열이 원주방향으로 효과적으로 전달되도록 작용한다.

[0049] 몇가지 실시예에서, 열분산기는 증발된 땀이 피부로부터 대기로 전달되도록 작용하기 위한 기공(pore)을 포함한다. 열분산기는 기공을 갖는 멤브레인(membrane)을 포함한다. 기공은 적어도 0.02㎛ 및/또는 최대 0.3㎛의 크기를 가질 수 있다.

[0050] 열분산기는 땀흡수재를 포함할 수 있으며, 특히 직물 또는 목화(cotton)일 수 있다. 땀흡수재는 열분산기 바닥면의 일부를 구성할 수 있다. 땀흡수재는 환자의 피부로부터 땀을 흡수하고, 따라서 구동유닛의 착용상 편의성을 개선할 수 있다.

[0051] 몇가지 실시예에서, 열분산기는 열파이프(heat pipe)를 포함한다. 열파이프는 편평(flat)할 수 있다. 예를 들어, 열파이프는 열확산재(heat diffusor)일 수 있다. 통상적으로, 열파이프의 바닥면은 환자의 피부와 접촉하게 된다. 다른 실시예에서, 열파이프는 모터와 열확산재 사이에 위치하여 이들과 연결될 수 있다. 열파이프의 상단면(top surface)은 모터와 열접촉될 수 있다. 열파이프는 모터로부터 조직 또는 접촉면으로 열을 효과적으로 전달하는 것을 가능하게 할 수 있다.

[0052] 퍼지용 매체에서 마찰 손실이 일어나면 퍼지되지 않은 모터에 비하여 퍼지된 모터의 효율이 감소될 것으로 예상될 수 있다. 놀랍게도, 이하에서 설명되는 양태 중 하나 및 이들 양태들의 조합에 의하면, 모터의 바람직하지 않은 낮은 효율을 피할 수 있다.

[0053] 유체 간극의 폭은 최소한 0.1㎜일 수 있으며, 바람직하게는 0.2㎜일 수 있다. 동시에(또는) 유체 간극의 폭은 최대 1㎜일 수 있으며, 바람직하게는 0.5㎜ 또는 0.3㎜일 수 있다. 자기 간극(magnetic gap)의 최소 크기는 유체 간극의 크기에 의하여 제한된다는 점이 고려되어야 한다. 대개, 회전자 및/또는 고정자는 유체 간극의 범위를 정할 수 있는 슬리브 또는 코팅층을 포함한다. 유체 간극의 범위가 정해진 면들은 평탄하고(거나) 단차가 없을 수 있고, 신뢰성 있는 통기 과정이 보장된 표면이 줄어드는(undercut) 것을 방지할 수 있다. 이로써, 회전자 자석 및/또는 고정자 권선들은 퍼지용 매체에 의한 부식의 영향을 피할 수 있다. 결과적으로, 자기 간극은 보통 유체 간극에 비하여 크다. 유체(및 자기) 간극의 폭이 증가됨에 따라서 자기 손실이 증가할 것으로 예상은

되나, 유체 간극의 폭이 상대적으로 크면 모터의 효율이 전반적으로 개선된다는 놀라운 사실을 발견하였다. 이와 같은 개선은 퍼지용 매체에서의 마찰 손실의 감소와 관련이 있다.

[0054] 전술한 바와 같이, 제안되는 구동 유닛에 의하면 다양한 응용 시나리오에서 모터 열 관리의 정교한 제어가 가능하다. 특히, 유체 간극에서 퍼지용 매체의 온도가 정밀하게 제어되는 것이 가능할 수 있다. 이러한 효과는 퍼지용 매체의 예비가열에 의하여 달성될 수 있다. 퍼지용 매체의 예비가열은 카테터 기부 영역의 외면 및/또는 모터 본체의 외면과 열접촉함으로써 이루어지거나, 모터로부터 퍼지선 및/또는 열분산기까지 열을 제거함으로써 이루어진다. 통상적인 실시예에 의하면, 유체 간극에서 퍼지용 매체의 온도는 정상적인 작동상태에서 적어도 50℃, 바람직하게는 60℃이다. 또한, 유체 간극에서 퍼지용 매체의 온도는 정상적인 작동상태에서 최대 100℃, 바람직하게는 최대 90℃이다. 퍼지용 매체의 온도를 조절함에 따라서, 퍼지용 매체의 온도를 환자에게 안전한 수준으로 유지할 수 있는 반면, 끓지 않는 범위내에서 퍼지용 매체의 점도는 감소될 수 있다. 그러므로, 퍼지용 매체의 온도를 유체에서의 마찰 손실이 낮아지도록 조절함으로써, 모터는 특별히 효율적으로 작동될 수 있다.

[0055] 퍼지 유체의 온도를 정밀하게 조절하기 위해서는, 예비가열된 퍼지용 매체의 온도 뿐만 아니라, 유체 간극과 환자의 피부 사이의 및/또는 유체 간극과 퍼지선 사이의 열전달이 분석 및 설계되어야 한다. 예를 들어 유체 간극으로부터 퍼지선으로의 열전달은 모터 본체의 재료에 의하여 영향을 받을 수 있다. 모터 본체는 금속, 예를 들어 스테인레스 스틸 또는 알루미늄을 함유하거나 이에 의하여 제조될 수 있다. 몇가지 실시예에서, 모터의 권선은 모터 본체 내부에 배치될 수 있다. 몇가지 실시예에서, 모터 본체는 부분적으로 또는 완전히 플라스틱 캐스팅 재료(plastic casting material)로 형성되며, 상기 플라스틱 캐스팅 재료는 권선을 밀봉한다. 권선들은 적어도 하나의 구리 와이어(wire)를 포함한다. 또한, 유체 간극으로부터 열분산기로의 열전달은 구동 유닛 본체의 재료에 의하여 영향을 받을 수 있다. 구동 유닛 본체는 플라스틱 재료, 즉 PEEK 또는 ABS로 제조되거나 이를 함유할 수 있다. 플라스틱 재료는 특별히 모터가 소기의 온도 범위에서 작동되는 것이 가능하도록 하기에 적합하다. 몇가지 실시예에서, 구동 유닛 본체는 구동 유닛의 손잡이로 사용될 수 있도록 형상화된다.

[0056] 몇가지 실시예에서, 구동 유닛은 퍼지선과 구동 유닛 본체 사이에 배치되는 단열수단을 포함한다. 단열수단은 카테터의 기부 영역 및 구동 유닛 본체와 열접촉하는 영역 사이에 배치될 수 있다. 추가적으로 또는 선택적으로, 단열수단은 모터 본체 및 구동 유닛 본체와 열접촉하는 영역 사이에 배치될 수 있다. 상기 단열수단은 퍼지선을 밀폐할 수 있다. 또한, 단열수단은 튜브 형상으로 이루어질 수 있다. 단열수단은 플라스틱 재료를 포함하며, 특히 발포 플라스틱 재료(foamed plastic material)를 포함한다. 몇가지 실시예에서, 퍼지선과 구동 유닛 본체 사이에 공기 간극(air gap) 또는 진공 간극(vacuum gap)이 형성되며, 이는 열접촉 영역과 구동 유닛 본체 중 적어도 어느 하나의 사이를 단열하는 것이 가능하도록 하기 위한 것이다. 공기 간극은 모터에 의하여 생성된 열이 대류에 의하여 구동 유닛 본체 내에서 고르게 분포되도록 할 수 있으며, 이로써 구동 유닛 본체 상에 국부적인 과열지점이 생성되지 않도록 할 수 있다. 또한, 퍼지선은 모터 및/또는 카테터의 기단부와 열접촉하는 영역내에서 열수축튜브 내에 부분적으로 밀폐될 수 있으며, 이로써 열접촉이 개선된다.

[0057] 심장 보조 장치에 관한 몇가지 실시예에 의하면, 구동 유닛은 카테터의 기부 영역 및/또는 모터 본체와 열접촉하고 있는 퍼지선을 포함할 수도 있고 그렇지 않을 수도 있다. 또한, 구동 유닛은 전술 또는 후술하는 바와 같이 열분산기를 포함하지 않을 수 있고(거나), 구동 유닛은 환자의 피부와 접촉하지 않게 되도록 할 수 있는 열분산기를 포함할 수 있다. 모터로부터 열을 제거하는 방법은, 예를 들면, 전술 또는 후술하는 바와 같이 퍼지선 또는 열분산기에 의하여 구현될 수 있고, 모터 본체 또는 구동 유닛 본체에 부착되는 냉각핀, 또는 열전도 가능하도록 모터와 연결되는 열파이프에 의하여 구현 가능하다. 추가적인 실시예들은 이러한 양상들을 서로 조합함으로써 및/또는 전술 또는 후술하는 양상으로부터 명백해진다.

[0058] 특히, 본 출원은 그중에서도, 다음의 양상들과도 관련이 있다.

[0059] 1. 외부 구동 유닛과 이식가능한 심장 보조 펌프를 포함하는 심장 보조 장치의 구동 방법으로서, 상기 구동 유닛은 심장 보조 펌프를 구동하기 위한 모터를 포함하며, 상기 모터는 피부를 경유하는 구동 샤프트를 통하여 심장 보조 펌프와 연결되고, 상기 모터는 고정자 및 구동 샤프트에 연결가능하며 회전가능하게 장착되는 회전자를 포함하며, 상기 유체 간극은 회전자와 고정자 사이에 형성되고, 상기 유체 간극은 유체 간극으로 퍼지용 매체를 주입하기 위한 퍼지 개구부와 유체에 의하여 연결되며, 심장 보조 장치는 구동 샤프트를 둘러싸는 카테터를 포함하고, 퍼지용 매체는 유체 간극 및 카테터와 구동 샤프트 사이의 공간 또는 카테터의 내강으로 주입된다.

[0060] 2. 양상 1의 방법에서, 유체 간극 내에서 퍼지용 매체의 온도는 정상적인 작동상태에서 적어도 50℃, 바람직하게는 적어도 60℃이다.

[0061] 3. 전술한 양상들 중 어느 하나의 방법에서, 유체 간극 내에서 퍼지용 매체의 온도는 정상적인 작동상태에서 최대 100℃, 바람직하게는 최대 90℃이다.

[0062] 4. 전술한 양상들 중 어느 하나의 방법에서, 퍼지용 매체는 포도당 용액(glucose solution) 또는 식염수이다.

[0063] 5. 전술한 양상들 중 어느 하나의 방법에서, 상기 구동 유닛은 퍼지 개구부에 부착되는 퍼지선을 포함하며, 상기 퍼지선은 모터 본체의 외면 및/또는 카테터 기부 영역의 외면과 열접촉되는 상태이고, 상기 퍼지용 매체는 유체 간극으로 주입되기 전에 모터 본체의 외면 및/또는 카테터 기부 영역의 외면과 열접촉함으로써 예비가열된다.

[0064] 6. 이식 가능한 심장 보조 펌프용 외부 구동 유닛은 심장 보조 펌프를 구동하기 위한 모터를 포함하며, 상기 모터는 피부를 경유하는 구동 샤프트를 통하여 심장 보조 펌프와 연결되거나 연결가능하고, 상기 구동 유닛은 모터와 열전도 가능하게 연결되는 열파이프를 포함한다.

[0065] 7. 양상 6의 구동 유닛에서, 상기 구동 유닛은 본체, 특히 모터 본체 또는 구동 유닛 본체를 포함하며, 상기 열파이프는 상기 본체와 열전도 가능하게 연결된다.

[0066] 8. 양상 6 또는 7 중 어느 하나의 구동유닛을 포함하고, 히트싱크(heat sink)를 구비하는 제어반(console) 또는 제어유닛(controller unit)을 더 포함하는 심장 보조 시스템으로서, 상기 열파이프의 일부는, 모터로부터 열을 제거하기 위하여 상기 히트싱크와 열전도 가능한 방법으로 연결된다.

[0067] 9. 심장 보조 펌프를 구동하기 위한 모터를 포함하는 이식 가능한 심장 보조 펌프용 외부 구동 유닛으로서, 상기 모터는 피부를 경유하는 구동 샤프트를 통하여 심장 보조 펌프와 연결가능하고, 환자의 피부와 접촉하도록 구성된 접촉면을 포함하는 열분산기를 특징으로 하며, 상기 접촉면은 모터와 열전도 가능하게 연결되거나 연결가능하고, 이로써 모터에 의해 발생된 열을 환자의 조직으로 전달한다.

[0068] 10. 외부 구동 유닛과 이식가능하거나 이식된 심장 보조 펌프를 포함하는 심장 보조 장치의 작동 방법으로서, 상기 구동 유닛은 심장 보조 펌프를 구동하는 모터를 포함하고, 상기 모터는 피부를 경유하는 구동 샤프트를 통하여 심장 보조 펌프와 연결되며, 상기 구동 유닛은 모터 본체를 더 포함하고, 상기 모터는 모터 본체 내에 배치되며, 상기 구동 유닛은 구동 샤프트를 둘러싸는 카테터와 퍼지용 매체를 카테터의 내강 또는 카테터와 구동 샤프트 사이의 공간으로 주입하는 퍼지선을 포함하고, 상기 퍼지선은 모터 본체의 외면 및/또는 카테터 기부 영역의 외면과 열접촉 상태에 있어, 열이 카테터의 외면으로부터 기단 방향으로, 및/또는 모터 본체의 외면으로부터 퍼지용 매체로 전달되도록 한다.

[0069] 11. 양상 10의 구동 방법에서, 상기 퍼지선은 퍼지용 매체를 안내하여, 먼저 모터 본체의 외면 및/또는 카테터 기부 영역의 외면과 열접촉하도록 하며, 이후에 상기 퍼지용 매체가 카테터의 내강 또는 카테터와 구동 샤프트 사이의 공간으로 주입되도록 한다.

[0070] 12. 양상 11의 방법에서, 상기 퍼지선은 퍼지용 매체를 안내하여, 먼저 모터 본체의 외면과 열접촉하도록 하며, 이후에 상기 퍼지용 매체가 카테터의 내강 또는 카테터와 구동 샤프트 사이의 공간으로 주입되도록 한다.

[0071] 13. 양상 10의 방법에서, 상기 모터는 고정자 및 구동 샤프트에 회전가능하게 장착되는 회전자를 포함하며, 상기 회전자와 고정자 사이에 유체 간극이 형성되고, 상기 유체 간극은 퍼지용 매체를 유체 간극으로 주입하는데 필요한 퍼지 개구부와 유체로 연결되며, 상기 퍼지선은 퍼지 개구부와 연결된다.

[0072] 14. 양상 13의 방법에서, 상기 퍼지선과 유체 간극은 퍼지용 매체를 안내하도록 구성되고, 퍼지용 매체가 먼저 모터 본체의 외면 및/또는 카테터 기부 영역의 외면과 열접촉하도록 하며, 이후에 상기 퍼지용 매체가 회전자와 고정자 사이의 유체 간극으로 주입되도록 하고, 이후에 카테터의 내강 또는 카테터와 구동 샤프트 사이의 공간으로 주입되도록 한다.

[0073] 15. 양상 13의 방법에서, 상기 퍼지용 매체는 유체 간극 내에서 말단 방향으로 흐른다.

발명의 효과

[0074] 본 발명은 개선된 외부 구동 유닛과, 개선된 심장 보조 장치를 제공할 수 있다. 또한, 보다 개선된 열관리가 가능하다. 아울러, 심장 보조 장치의 안전하고 효율적인 작동을 가능하게 할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0075] 도 1은 이식되는 심장 보조 펌프와 체외 구동 유닛을 구비하는 심장 보조 장치의 모식도,

도 2는 상기 구동 유닛의 모식도,

도 3은 상기 구동 유닛의 다른 모식도,

도 4는 상기 구동 유닛의 또 다른 모식도,

도 5는 열분산기와 구동 유닛 본체의 단면을 나타내는 모식도,

도 6은 상기 열분산기의 단면을 나타내는 모식도,

도 7은 상기 구동 유닛의 본체와 모터의 단면을 나타내는 모식도,

도 8은 다른 실시예에 의한 구동 유닛의 단면을 나타내는 모식도,

도 9는 퍼지선과 모터 본체의 사시도,

도 10은 구동 유닛이 퍼지선과 모터 본체 사이에서 뿐만 아니라 카테터의 기부 영역과 열접촉할 때, 열접촉하지 않을 때 측정된 작동 매개변수(operation parameter)를 비교하여 나타낸 그래프, 및

도 11은 다른 실시예에 의한 구동 유닛의 모식도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0076] 바람직한 실시예를 도면들과 함께 설명한다.

[0077] 심장 보조 장치(1)의 모식도를 도 1에 나타내었다. 심장 보조 장치(1)는 카테터(2)를 포함한다. 유연성 있는 구동 샤프트(3)는 카테터(2) 내에서 안내된다. 카테터(2) 및 구동 샤프트(3)의 말단부(distal end)는 심장 보조 펌프(4)의 펌프 헤드와 연결된다. 심장 보조 펌프(4)는 본체(5)와 프로펠러(6)를 포함한다. 프로펠러(6)는 구동 샤프트(3)의 말단부와 연결된다. 구동 샤프트(3)의 기단부(proximal end)는 모터를 구비하는 체외 구동 유닛(7)과 연결된다. 구동 유닛(7)은 환자의 혈액을 이동시키기 위한 프로펠러의 회전동작을 구동하기 위하여 구성된다.

[0078] 카테터(2)와 구동 샤프트(3) 뿐 아니라 심장 보조 펌프(4)는 환자의 서혜부에 위치하는 천공부(8)를 경유하여 환자의 넙적다리 동맥(femoral artery)으로 삽입된다. 도시된 바에 따르면, 심장의 좌심실의 기능을 보조하기 위하여 심장 보조 장치(1)를 사용하는 것이 표현되어 있으며, 상기 심장 보조 펌프(4)가 환자의 좌심실(10) 내 대동맥 판막(11) 영역에 부분적으로 위치한다. 심장 보조 장치(1)가 구동될 때, 구동 샤프트(3)는 구동 유닛(7)의 모터에 의하여 구동되며, 심장 보조 장치(1)는 혈액을 좌심실(10)로부터 대동맥(12)으로 운반한다. 즉, 혈액을 심장 보조 장치(1)의 말단부(13)로부터 기단부(14) 방향으로 운반한다. 다른 실시예들에서, 심장 보조 장치(1)는 심장 보조 장치(1)의 기단부(14)로부터 말단부(13) 방향으로 혈액을 운반하도록 구성될 수 있다. 그와 같이 구성되는 경우, 특히 심장의 우심실의 기능을 보조하는데 적합하다.

[0079] 도 2에 도시된 바와 같이, 구동 유닛(7)은 환자의 넙적다리(15)에 부착될 수 있다. 도 2에 따른 양태와 후술하는 양태들은 동일한 참조 부호를 사용한다. 도시된 실시예에서, 구동 유닛(7)은 띠(16), 예를 들어 탄성띠에 의하여 천공부(8)에 정위치 및 고정된다. 대부분의 실시예에서, 띠(16)의 길이는 45와 60cm 사이의 길이를 갖는다. 그러나, 후술하는 바와 같이 다른 고정 수단이 가능하다. 모터는 모터 본체내에 배치된다. 모터 본체는 예를 들어 구동 유닛(7)의 본체(17) 내, 예를 들어 사출 방법에 의하여 성형된 ABS 부분에 배치된다. 대부분의 실시예에서, 모터 본체(17)의 표면은 평탄하고 단차가 없어(smooth and stepless) 상기 본체(17)는 세정하기 쉽고, 심장 보조 장치(1)의 손잡이로서 기능할 수 있다. 카테터(2)는 유밀한(fluid-tight) 방법으로 구동 유닛(7)의 본체(17) 기단부와 단단히 연결된다. 또한, 공급선(18)(supply line)이 도면에 도식적으로 도시되어 있다. 도시된 실시예에서, 공급선(18)은 구동 유닛(7)의 본체(17) 기단부에 연결되며, 모터에 전원을 공급하기 위한 공급선과 퍼지용 매체를 위한 유체 공급선 또는 퍼지용 매체를 위한 퍼지선을 포함한다. 다른 실시예들에서, 유체 공급선 또는 퍼지선과 전원 공급선은 복수의 분리된 공급선(18) 중 어느 하나의 내부로 각각 안내된다. 또한, 몇가지 실시예에서, 공급선(18) 및/또는 유체 공급선 또는 퍼지선은 구동 유닛(7)의 본체(17)로부터 인출되는데, 구동 유닛(7)의 본체(17) 말단부 또는 측면으로부터 인출된다.

[0080] 구동 유닛(7)은 열분산기(19)를 더 포함한다. 열분산기(19)는 작동과정중에 모터(35)에서 발생되는 열이 열분산기(19)로 전달되도록 구동 유닛(7)의 본체(17)와 단단히 연결된다. 열분산기(19)는 얇을 수 있으며, 4㎜ 또는 그 미만의 두께를 가질 수 있다. 예를 들어, 열분산기(19)는 후술하는 바와 같이 패치(patch)로 형성되거나, 편

평한 2차원 열파이프로 형성될 수 있다. 열분산기(19)의 바닥면은 환자의 피부에 대하여 직접 접촉하면서 편평하게 닿는다. 이로써, 열은 열분산기(19)로부터 환자의 조직으로 전달될 수 있다. 모터의 구동과정에서 상기 구동 유닛(7)의 본체(17) 외면 온도는 열분산기(19)를 넙적다리(15)에 고정하기 이전에는 43℃를 초과할 것이다. 그러나, 열분산기(19)의 열전도도는, 열분산기(19)의 충분한 영역에 걸쳐서 열이 골고루 분산되어 넙적다리(15)로 전달됨으로써 상기 구동 유닛(7)의 본체(17)의 표면에서 온도가 조직(45)에 손상을 줄 수 있는 임계 온도로 정의되는 42℃ 이하로 빠르게 감소할 수 있도록, 보장되어야 한다.

[0081] 열분산기(19)는 열이 좌우로 분산되도록 100W/(m·K) 보다 큰 열 전도도를 갖는 영역을 포함한다. 이로써 열이 접촉면 전체로 효율적으로 전달된다. 접촉면의 표면적은 몇가지 실시예들에서 200cm^2 만큼의 크기를 가질 수 있다. 열분산기(19)는 개구부(관통공)를 더 포함하며, 그 중 두 개에 대해서는 참조 부호 20, 20'을 적용하였다. 개구부는 증발된 땀이 대기(46)중으로 전달되도록 하여 착용의 편의성을 증진시키도록 기능한다.

[0082] 구동 유닛(7)의 사시도가 도 3에 도시된다. 도시된 실시예에서, 열분산기(19)는 구동 유닛(7)의 본체(17)를 수용하기 위한 함몰부(22)를 구비한다. 띠(16)는 찍찍이 결속 기구(hook and loop fastening mechanism)를 포함하며, 상기 기구는 띠(16)의 단부에 위치되는 대응되는 거는면(hooked surface)을 결속하기 위한 걸리는면(23)(looped surface)을 구비하며, 이는 도시되지 않았다. 심장 보조 장치(1)가 사용될 때, 구동 유닛(7)의 본체(17)는 함몰부(22)에 수용되며, 띠(16)는 넙적다리(15)를 원주방향으로 감싸는데, 이로써 구동 유닛(7)의 본체(17)가 띠(16)의 일부분에 의하여 커버되어 구동 유닛(7)이 정위치에 고정된다.

[0083] 열분산기(19)의 개구부(20, 20')는 도 4에서 도시된 바와 같이 가늘고 길게 형상화될 수 있다. 이 경우, 개구부(20, 20')는 넙적다리(15)에 대하여 원주방향(24)으로 보다 큰 직경을 가지며, 이로써 열분산기(19)에 의해 열이 원주방향(24)으로 효율적으로 운송될 수 있다. 구동 유닛(7)의 본체(17)는 넙적다리(15)의 축 방향에 상응하도록 수직방향(25)으로 길게 형성된다.

[0084] 열분산기(19)는 넙적다리(15)의 형상에 대응되도록 굴곡되고(거나) 유연하게 구현될 수 있다. 예를 들어, 열분산기(19)는 호일(foil) 또는 패치(patch)를 포함할 수 있다. 도 5는 제1패치(26)와 제2패치(27)에 의하여 형성되는 열분산기(19)와 구동 유닛(7)의 본체(17)의 예시적인 단면도를 나타낸 것이다. 패치들(26, 27)은 각각 굽힘가능하고, 각각 넙적다리(15)에 접하는 접착성 바닥면들(28, 29)이 포함된다. 도시된 실시예에서, 패치들(26, 27)은 구동 유닛(7)의 본체(17)를 밀폐하며 이로써 모터로부터 열을 효율적으로 이끌어낸다. 도시된 실시예에서, 열분산기(19)의 접착면들은 천공부(8)에 대하여 구동 유닛(7)을 정위치에 고정하기 위한 고정 수단으로 기능한다. 그러므로, 전술한 띠(16)와 같은 다른 고정 수단들은 불필요할 수 있으나, 몇가지 실시예에서는 여전히 띠(16)가 사용될 수 있다.

[0085] 도 6에서는 열분산기(19)에 대한 예시적인 단면도를 나타내었다. 열분산기(19)는 다층 구조(multi-layered structure)일 수 있다. 열분산기(19)는 열분산기(19)의 상단층을 구성하는 캐리어층(30)(carrier layer)을 포함한다. 캐리어층(30)은 탄성 재료 및/또는 플라스틱 재료에 의하여 형성될 수 있다. 접촉면의 영역을 가로질러, 즉 도면에서 수평방향으로 효율적인 열 전달이 이루어지기 위해서 열분산기(19)는 두께가 얇은 열전도층(31)을 더 포함하며, 이는 높은 열전도도를 갖는 재료, 즉 구리, 알루미늄 또는 열분해성 탄소로 이루어지는 얇은 층에 의하여 형성될 수 있다. 열전도층(31)은 둘 중 한개면이 파릴린(parylene), 폴리우레탄(polyurethane), 실리콘(silicone), PEEK, 또는 예를 들어 이식 가능한 금속과 같은 생체친화성 재료로 이루어지는 불활성 및 생체친화성 코팅층(32)에 의하여 밀폐된다. 생체친화성 코팅층(32)은 열분산기(19)의 개구부 내벽의 열전도층(31)을 덮을 수도 있다. 열분산기의 단차없는 바닥면에는 예를 들어 접착제(glue)를 포함하는 접착층(33)이 구성되어 열분산기(19)를 환자의 피부에 고정할 수 있다.

[0086] 또한, 열분산기(19) 또는 구동 유닛(7)의 땀흡수재(34)의 모식도를 도 6에 나타내었다. 땀흡수재는 예를 들어 직물 및/또는 목화로 제조될 수 있다. 또한, 열분산기(19) 또는 구동 유닛(7)은 열분산기(19)가 천공부(8)에 대하여 미끄러지지 않도록 하기 위한 고무 매듭(49, 49')을 구비하는 고무처리된 영역(48)을 포함한다. 땀흡수재(34)와 고무처리된 영역(48)은 열분산기(19)의 바닥면에 걸쳐서 고르게 분포될 수 있다.

[0087] 도 7에는 모터(35)의 모식도를 나타내었다. 모터(35)는 모터 본체 내부에 배치되며, 모터 본체는 구동 유닛(7)의 본체(17)내에 배치된다. 모터(35)는 영구자석이 구비된 회전자(36)와 권선(38)이 구비된 고정자(37)를 포함한다. 회전자(36)는 제1베어링(39)과 제2베어링(40)을 통해 회전가능하게 장착되며, 고정자(37)의 권선(38)을 통하여 전류가 흐를 때 회전될 수 있다. 회전자(36)는 프로펠러(6)를 구동하기 위하여 구동 샤프트(3)와 단단히 연결된다.

[0088] 카테터(2)는 구동 유닛(7)의 본체(17)와 단단하게 결속되며, 카테터(2)와 구동 샤프트(3) 사이에는 공간(41)이 마련된다. 이 공간(41)은 유체 내에서 회전자(36)와 고정자(37) 사이에 형성되는 유체 간극(43)과 연결되며, 퍼지 개구부(42)와 공급선(18)이 구비된다. 방사 방향으로의 유체 간극(43)의 폭은 0.2㎜와 0.3㎜ 사이가 될 수 있다. 심장 보조 장치(1)가 구동될 때, 퍼지용 매체는 예를 들어 포도당 용액으로서, 공급선(18)을 통하여 공급되며, 유체 간극(43)과 카테터(2)와 구동 샤프트(3) 사이의 공간을 통하여 흐른다(그리고, 결국은 심장 보조 장치(1)의 기단부(14)에서 환자에게로 흐른다).

[0089] 모터(35)의 작동 과정에서, 예를 들어 2W의 전력 소산이 일어나며, 모터(35)가 가열되는 원인이 될 수 있다. 참조 부호 44의 화살표에 의하여 도시된 바와 같이 열은 모터(35)로부터 제거된다. 이는 유체 간극(43) 내부의 포도당 용액의 온도를 정상적인 구동상태에서 75℃로 일정하게 유지하기 위함이다. 열을 제거하기 위하여, 전술한 바와 같이, 열은 예를 들어 열분산기(19)를 통하여 환자의 조직(45)으로 전달될 수 있거나, 예를 들어 상기 구동 유닛(7)의 본체(17)상에 형성된 냉각핀을 이용하여 대기(46)중으로 전달될 수 있거나, 또는 예를 들어 상기 구동 유닛(7)의 본체(17)에 연결된 가늘고 긴 형상의 열파이프를 통하여 제어반 또는 제어유닛의 히트싱크(47)로 전달될 수 있다. 또한, 부가적으로 또는 선택적으로, 열은 후술하는 바와 같이, 유체 공급선 또는 퍼지선으로 공급될 수 있다. 이들 열 제거 기구의 조합도 가능하다.

[0090] 또한, 모터(35)가 완전한 정류차단(block commutation) 상태에서 구동되지 않아서 발생되는 와류 손실(eddy-current losses)을 감소시키기 위하여 인덕터(50)를 마련할 수 있다. 이들 인덕터(50)는 구동 유닛(7)의 본체(17) 내부에 위치될 수도 있으나, 바람직한 실시예에서 인덕터(50)는 모터(35)의 제어 유닛에 연결되는 모터 공급선(18)의 단부(또는 제어 유닛 자체)에 위치되어, 모터(35) 및 환자의 다리에 중량 또는 열원이 더 부가되는 것을 방지할 수 있다.

[0091] 퍼지선까지 열을 제거하는 것이 후술하는 도면과 함께 설명된다. 도 8은 구동 유닛(7)의 다른 실시예를 도식적으로 나타낸 것이다. 이러한 구동 유닛(7)은 전술한 구동 유닛(7) 중 어느 하나를 포함할 수 있다. 또한, 도 8의 구동 유닛(7)에서, 퍼지선(53)은 두가지 역할을 수행하는데, 즉 퍼지용 매체의 공급선으로서의 역할과 열 제거 수단으로서의 역할이 그것이다. 도 8에 도시된 바와 같이, 고정자(37)의 권선들(38)은 모터 본체(51)내에 밀폐된다. 모터 본체(51)는 구동 유닛(7)의 본체(17) 내 중앙부에 위치한다. 그러나, 다른 실시예에서, 모터 본체(51)는 구동 유닛(7)의 본체(17) 내 기부(proximal position)에 위치한다. 또한, 카테터(2)는 기부 영역(52)을 포함하며, 이는 구동 유닛(7)의 본체(17) 내에 위치한다. 도시된 바와 같이, 공급선(18)은 구동 유닛(7) 본체(17)의 기부 영역에 부착된다. 공급선(18)은 모터(35)에 전력을 공급하기 위한 전기리드선을 포함한다. 본 실시예에서 퍼지선(53)은 공급선(18)내에 포함되지 않는다. 퍼지선(53)은 구동 유닛(7) 본체(17)의 측면에 위치한 개구부를 통해 구동 유닛(7) 본체(17)의 말단부 영역(distal region)으로 연장된다.

[0092] 퍼지선(53)의 단부는 퍼지용 매체의 공급부에 부착된다(미도시). 퍼지선(53)은 구동 유닛(7)의 본체(17) 내부로 연장된다. 구동 유닛(7)의 본체(17) 내부에서, 퍼지선(53)은 카테터(2)의 기부 영역(52) 외면에 맞닿는다. 따라서, 카테터(2)의 기부 영역(52)과 퍼지선(53)사이의 열접촉이 형성되며, 이는 참조부호 54의 화살표에 의하여 표시된 바와 같다. 또한, 퍼지선(53)은 모터 본체(51)의 외면과 맞닿는다. 따라서, 모터 본체(51)와 퍼지선(53) 사이의 열접촉이 형성되며, 이는 참조부호 55의 화살표에 의하여 표시된 바와 같다. 퍼지선(53)은 퍼지 개구부(42)에 부착될 수도 있다. 퍼지용 매체가 공급될 때, 화살표에 의해 표시된 바와 같이, 구동 유닛(7)을 통하여 흐르게 된다(이중 일부는 참조부호 56으로 표시된다). 퍼지용 매체는 먼저 열접촉(54, 55) 영역을 통과하며, 이후에 유체 간극(43)으로 유입되고, 이후에는 카테터(2)와 구동 샤프트(3) 사이의 공간(41)으로 들어간다. 추가적인 실시예에서, 퍼지용 매체는 카테터(2)의 내강으로 들어간다. 퍼지용 매체는 열접촉(54, 55) 영역을 통과할 때, 주로 기부방향(proximal direction)으로 흐른다. 이후에, 퍼지용 매체가 유체 간극(43) 및 카테터(2)와 구동 샤프트(3) 사이의 공간(41)을 통해 흐를 때, 퍼지용 매체는 말단 방향(distal direction)으로 흐른다.

[0093] 심장 보조 펌프의 작동 과정 동안, 주입된 퍼지용 매체는 카테터(2)의 기부 영역(52)과 모터(35)를 냉각하며, 이는 열접촉(54, 55) 영역에 의하여 이루어지고, 또한, 퍼지용 매체의 상대적으로 낮은 온도에 기인한다. 따라서, 카테터(2)의 기부 영역(52)과 말단방향과 인접하며, 구동 유닛(7) 본체(17)의 외부에 위치하는 카테터(2)의 일 영역(63)은 크게 냉각된다. 이로써 구동 유닛(7) 본체(17)의 내부에 위치하지 않은 카테터(2)의 일 영역은 환자에게 접촉되어도 부상을 줄 위험이 없다. 또한, 카터테(2)의 상기 영역(63)을 가열함으로써 카테터(2)가 변형되는 위험(그리고, 이로써 카테터(2) 내부에 위치하는 유연성 있는 구동 샤프트(3)의 변형 및 파괴의 위험)은 감소된다. 또한, 퍼지용 매체는 유체 간극(43)으로 유입되기 이전에 열접촉(54, 55) 영역에 의하여 예비가열된다. 결과적으로, 퍼지용 매체는 보다 높은 온도 및 낮은 점도의 상태에서 유체 간극(43)으로 유입되며, 따라서

모터(35) 내에서의 마찰 손실은 줄어들고 모터(35)는 보다 효율적으로 작동된다.

[0094] 모터 본체(51)는 대부분의 실시예에서 실린더 형상이다. 도 9에 도시된 바와 같이, 퍼지선(53)은 튜브 형상이며, 퍼지선(53)이 모터 본체(51)의 외부와 직접 접촉하도록 하여 우수한 열접촉 영역(55)을 확보할 수 있도록 하기 위하여, 모터 본체(51)에 감싸진다. 또한, 퍼지선(53)은 유사한 방법으로 카테터(2)의 기부 영역(52) 주변으로 감싸질 수 있다. 구동 유닛(7)을 제조하기 위하여, 퍼지선(53)은 나선 형상으로 제조되기 위하여 열성형 방법에 의하여 미리 성형될 수 있다. 퍼지선(53)이 카테터(2)의 기부 영역(52) 주변 및 모터 본체(51) 주변으로 감싸진 후에, 퍼지선(53)은 유연성 있는 실리콘(silicone) 캐스팅 재료에 임베디드(embeded)되거나, 퍼지선(53)을 감싸는 수축 튜브에 의하여, 또는 모터 본체(51)와 퍼지선(53) 사이에 배치된 접착제에 의하여 모터 본체(51)에 단단히 결속될 수 있다. 카테터(2)의 기부 영역(52) 또한 대부분의 실시예에서는 실린더 형상을 갖는다. 퍼지선(53)의 직경은 균일할 수 있다. 카테터(2)와 특히 그의 기부 영역(52)은 플라스틱 재료, 예를 들어 PU 또는 폴리에테르 블록 아미드(PEBA), 예를 들어 Pebax®을 포함할 수 있다. 카테터(2)는 금속으로 끈처리될 수 있다(braided).

[0095] 구동 유닛(7)은 퍼지선(53)과 구동 유닛(7)의 본체(17) 사이에 배치되는 단열수단을 더 포함할 수 있으며(미도시), 구동 유닛(7)의 본체(17)가 가열되는 것이 방지될 수 있다. 또한, 이로써 열접촉(54, 55) 영역에 의하여 구성되는 열교환기의 효율이 보다 개선될 수 있다. 단열수단은 열접촉(54, 55) 영역에서 퍼지선(53)을 완전히 둘러쌀 수 있으며, 플라스틱 재료에 의하여 제작되는 단열발포튜브(insulating foam tube)일 수 있다. 단열수단은 퍼지선(53)과 구동 유닛(7)의 본체(17) 사이의 공기 간극에 의하여 생성될 수도 있다.

[0096] 도 10은 서로 다른 심장 보조 장치(1)에 대하여 측정된 작동 한도를 그래프로 나타낸 것이다.: 첫번째는 도 8에 의한 구동 유닛(7), 즉 열접촉(54, 55) 영역을 포함하는 구동 유닛(7)(곱셈기호표시), 두번째는 첫번째에 상응하는 구동 유닛(7)으로서, 다만 퍼지선(53)이 카테터(2)의 기부 영역(52)과도 모터 본체(51)와도 열접촉되지 않는 것(원기호표시)을 각각 나타낸다. 좌측 수직축(57)은 온도를 나타내며, 우측 수직축(58)은 미리 정해진 혈액 운반 속도를 달성하기 위하여 인가되어야 하는 모터 전류를 나타낸다. 수평축(59)은 퍼지용 매체의 흐름 속도를 나타낸다. 가장 높은 측정값(60, 60')은 모터 전류로 표시되는 우측 수직축에 대응된다. 중간 측정값(60, 60')과 가장 낮은 측정값(62, 62')은 좌측 수직축에 대응되며, 모터(35)의 온도(61, 61')와 카테터(2)의 영역(63)의 온도(62, 62')를 표시한다. 카테터(2)의 영역(63)은 카테터(2)의 기부 영역(52)에 인접하도록 위치된다. 모터 온도(61, 61')는 퍼지 속도가 증가함에 따라서 감소되며, 반면 카테터(2) 영역(63)의 온도(62, 62')는 퍼지 속도가 증가함에 따라서 증가된다. 특정값은 모터 뿐만 아니라 카테터(2)의 영역(63)도 여기서 제안되는 퍼지선과 모터 본체(51) 및 퍼지선(53)과 카테터(2)의 기부 영역(52)간의 열접촉(54, 55) 영역에 의하여 효과적으로 냉각될 수 있음을 보여준다. 모터 전류(60)는 열접촉(54, 55) 영역이 적용되지 않을 때에는 퍼지 속도에 따라서 증가된다. 반대로, 제안된 열접촉(54, 55) 영역이 적용되는 경우, 모터 전류(60')는 적정한 퍼지 속도에서 크게 감소될 수 있다. 그러므로, 제안된 열접촉(54, 55) 영역은 심장 보조 장치(1)가 더 효율적으로 구동될 수 있도록 한다. 놀랍게도 열접촉(54, 55) 영역에 의하여, 모터 전류(60')는 흐름 속도에 전혀 의존하지 않게 된다. 그러므로, 모터 전류(60')가 심장 보조 장치(1)의 중요한 조절 매개변수(control parameter)로 사용될 때에는(즉, 심장 보조 장치(1)의 오작동이 표시될 때), 퍼지 속도가 모터 전류(60')에 미치는 영향은 무시될 수 있다. 그러므로, 제안되는 열접촉(54, 55) 영역은 심장 보조 장치(1)의 전기회로망에 대한 감시를 보다 간단히 수행할 수 있도록 한다.

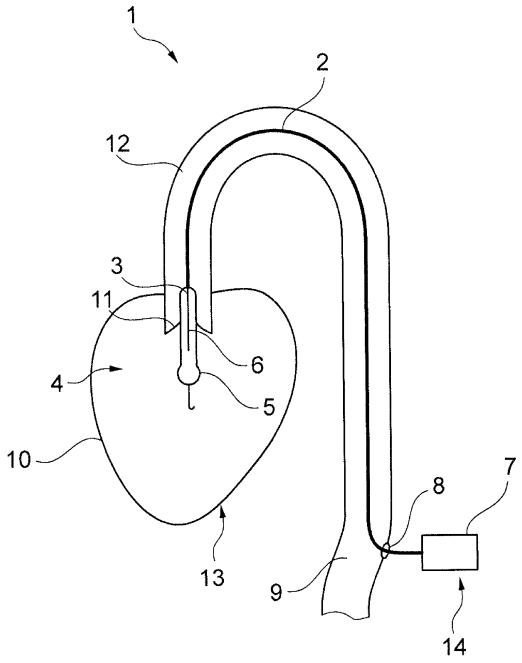
[0097] 도 11은 다른 실시예에 의한 구동 유닛(7)을 나타낸다. 이러한 구동 유닛(7)은 전술한 양태 중 어느 하나 또는 모두를 포함할 수 있다. 구동 유닛(7) 본체(17)의 상부는 도면에 도시되지 않았으며, 이는 구동 유닛 내부가 보일 수 있도록 하기 위한 것이다. 구동 유닛(7)의 본체(17)는 구동 유닛(7)의 손잡이로 기능하며, 그렇기 때문에 한손으로도 쉽게 파지할 수 있도록 굴곡된 형태를 나타낸다. 모터에 전력을 공급하기 위한 전기리드선을 포함하는 공급선(18)(미도시)은 구동 유닛(7) 본체(17)의 기단부에 위치하는 공급 플러그(64)에 부착될 수 있다. 추가적인 전기리드선(명확히 표시되지는 않음)은 공급선을 모터(35)와 연결하며, 이는 모터 본체(51)의 내부에 배치된다. 카테터(2)는 본체(17)의 외부 및 인접부에 배치된 영역(63)을 포함하며, 본체(17) 내부에 배치되어 영역(63)을 모터(35)와 연결하는 기부 영역(52)을 더 포함한다.

[0098] 퍼지선(53)은 구동 유닛(7) 본체(17)의 말단부로 유입된다. 게다가, 퍼지선(53)은 카테터(2)의 기부 영역(52) 뿐만 아니라 모터 본체(51)에 감싸져서 전술한 바와 같은 열접촉(54, 55) 영역을 형성한다. 퍼지선(53)은 모터 본체(51)의 기단부와 더 연결되어 모터(35)의 유체 간극(43)과 유체 연결을 형성한다. 퍼지선(53)과 모터 본체(51)의 열접촉을 보다 더 개선시키기 위하여 퍼지선(53)은 열 수축 튜브(65)(열 수축 튜브(65) 아래의 퍼지선(53)의 위치는 점선으로 나타내었다) 내에 밀폐된다. 열 수축 튜브(65)는 퍼지선(53)을 모터 본체(51)에 밀착시

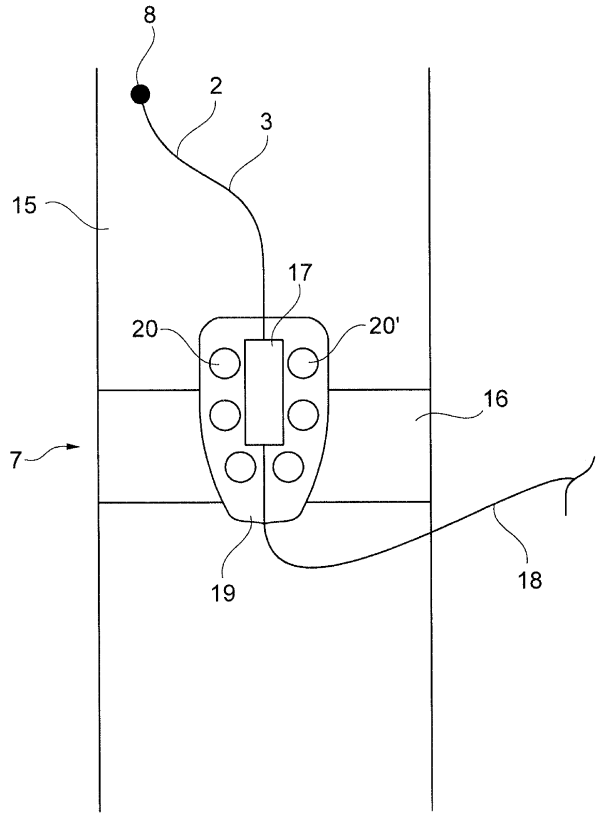
키며, 이로써 열 접촉이 개선된다. 카테터(2)의 기부 영역(52)에 감싸지는 퍼지선(53)의 일부는 열 수축 튜브(미도시)내에 밀폐될 수도 있다. 또한, 공기 간극(66, 66')은 구동 유닛(7) 본체(17)와 모터 본체(51) 및 카테터(2)의 기부 영역(52)과 열접촉(54, 55) 영역를 형성하는 퍼지선(53)의 일부 영역(portions) 사이에 형성된다. 에어 간극(66, 66')은 모터 본체(51)에 대한 단열수단으로 작용한다(전술한 바와 같이, 단열 발포 튜브가 선택적으로, 또는 추가적으로 제공된다). 또한, 에어 간극(66, 66')은 모터에 의하여 생성되는 열이 본체(17) 내에 대류에 의하여 어느 정도 분배되도록 하며, 이로써 국부적인 과열 지점의 형성이 예방된다.

도면

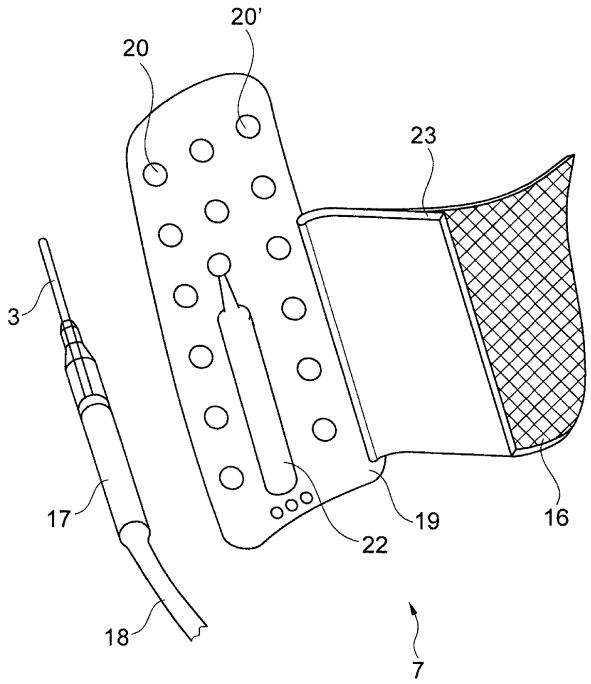
도면1



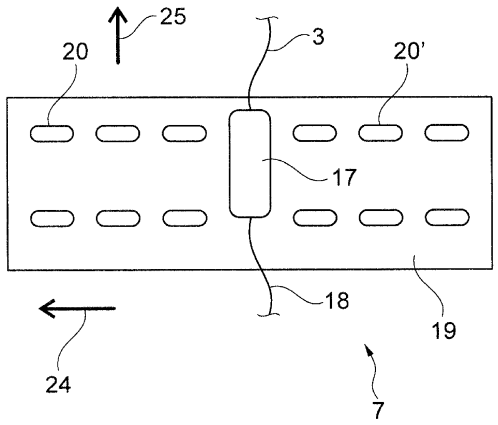
도면2



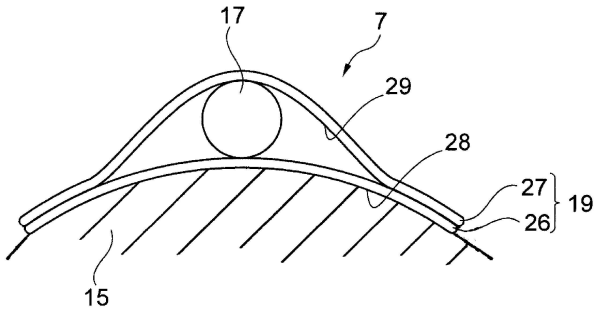
도면3



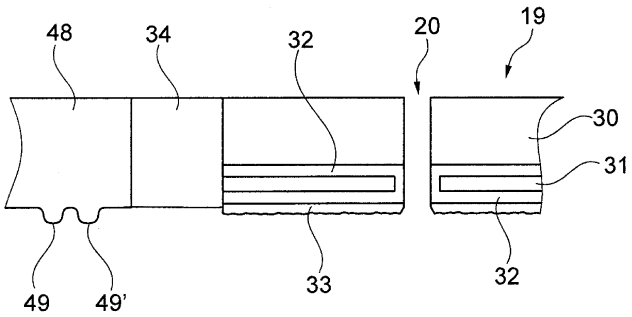
도면4


25
20
3
20'
17
18
19
24
7

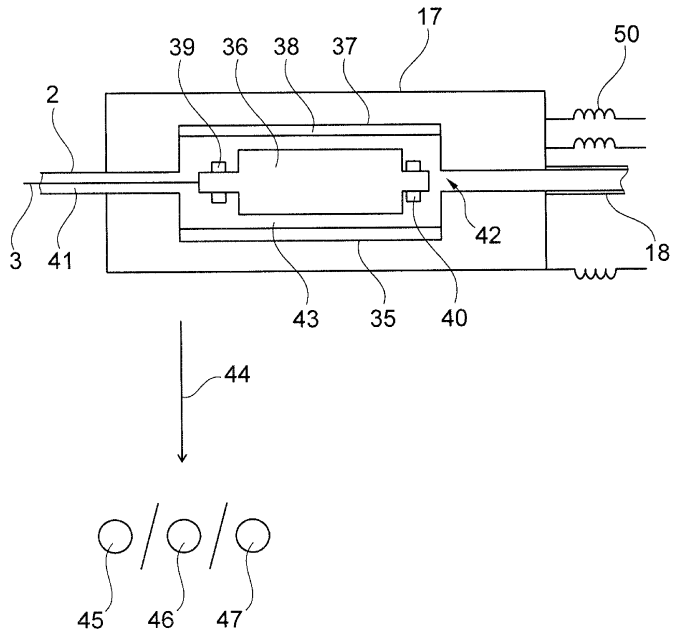
도면5


17
7
29
28
27
26
19
15

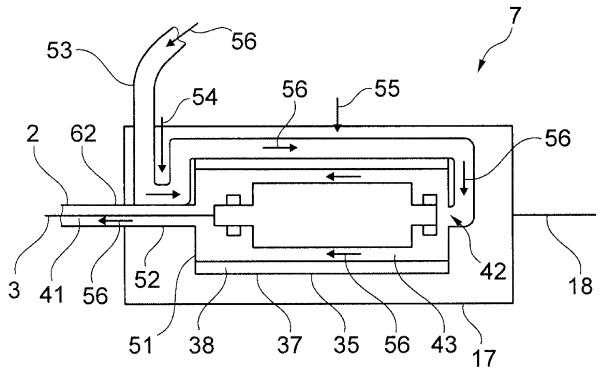
도면6


48
34
32
20
19
30
31
49
49'
33
32

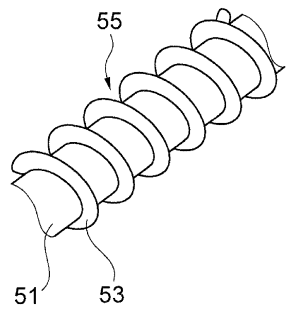
도면7


17
39
36
38
37
50
2
42
3
41
18
43
35
40
44
45
46
47

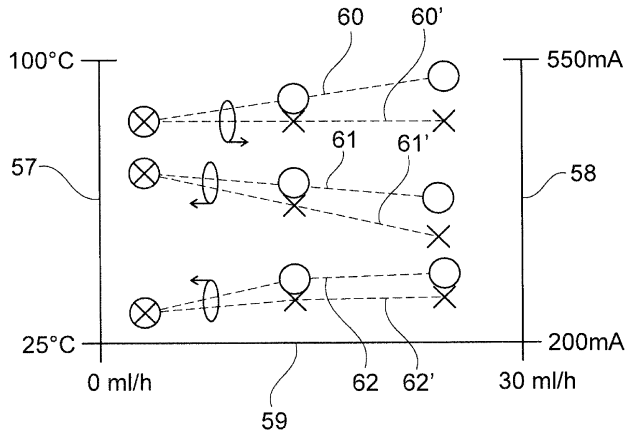
도면8


7
53
56
54
56
55
2
62
56
42
3
41
56
52
18
51
38
37
35
56
43
17

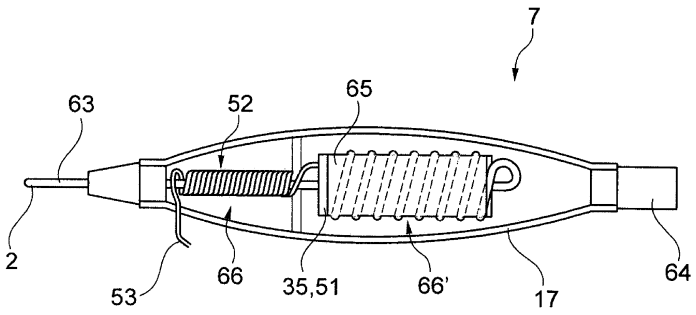
도면9


55
51
53

도면10


60
60'
100°C
550mA
61
61'
57
58
25°C
200mA
0 ml/h
62
62'
30 ml/h
59

도면11


7
63
52
65
2
53
66
35,51
66'
17
64