



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2012년07월09일
(11) 등록번호 10-1164383
(24) 등록일자 2012년07월03일

- (51) 국제특허분류(Int. C1.)
A61M 25/01 (2006.01) *A61M 31/00* (2006.01)
- (21) 출원번호 10-2011-7018997(분할)
- (22) 출원일자(국제) 2004년05월11일
심사청구일자 2011년08월16일
- (85) 번역문제출일자 2011년08월16일
- (65) 공개번호 10-2011-0106443
- (43) 공개일자 2011년09월28일
- (62) 원출원 특허 10-2005-7021604
원출원일자(국제) 2004년05월11일
심사청구일자 2009년05월08일
- (86) 국제출원번호 PCT/US2004/014664
- (87) 국제공개번호 WO 2004/101052
국제공개일자 2004년11월25일
- (30) 우선권주장
10/435,946 2003년05월12일 미국(US)
10/436,457 2003년05월12일 미국(US)

(56) 선행기술조사문헌

US6537194 A

US5425723 A

KR100180315 B1

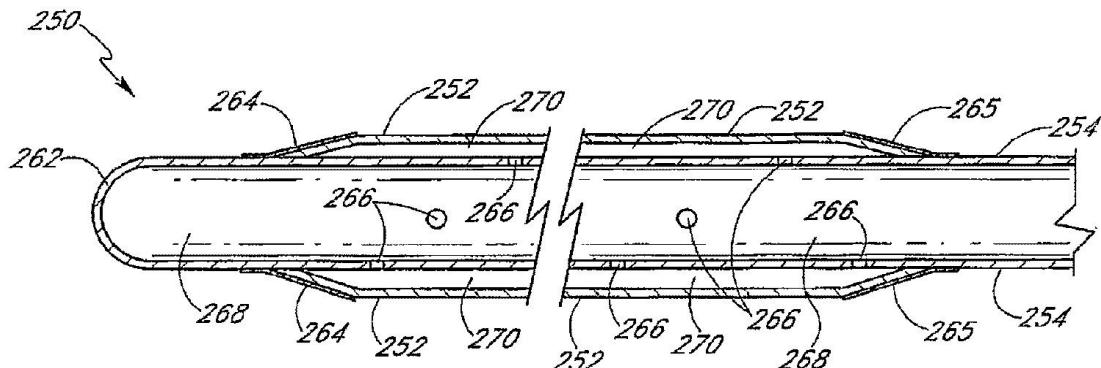
전체 청구항 수 : 총 8 항

심사관 : 강연무

(54) 발명의 명칭 치료제의 균일 운송을 위한 카테터

(57) 요 약

본 발명의 카테터(250, 272)는 해부학적 영역 내에 액상 치료제의 균일한 분배를 위하여 제공된다. 상기 카테터(272)의 일 실시예는 내강(283)을 형성하고 긴 근위부 튜브(282) 및 폐쇄 단부(284)를 구비하고 긴 원위부 튜브(280)를 포함한다. 상기 원위부 튜브(280)는 바이오-피흡수성 재료로 구성되고, 상기 근위부 튜브(282)의 내강(283)과 연통하는 내강(281)을 형성한다. 상기 카테터(250)의 다른 실시예는 내강(268)을 형성하는 긴 관형 카테터 몸체(254)를 포함한다. 상기 내강의 원위 단부(262)는 폐쇄되고, 그 카테터 몸체(254)의 일부분은 복수개의 개구부(266)를 포함하여 카테터(250)의 주입부를 형성한다. 관형 덮개(252)는 다공성 재료로 구성되고, 상기 주입부 위에 위치된다. 상기 관형 덮개(252)는 적어도 주입부의 길이를 연장시킨다. 상기 관형 덮개(252) 및 카테터 몸체(254)는 상기 내강(268)내의 유액이 관형 덮개(252)를 통해서만 카테터(250)를 빠져나가도록 구성된다.

대 표 도

(72) 발명자

레이크 캐네스 더블유

미국 캘리포니아 92677 라구나 니구엘 비스타 라
데라 29625

달 포르토 제임스

미국 캘리포니아 92630 레이크 포레스트 원드로우
드라이브 20202

특허청구의 범위

청구항 1

해부학적 영역에 유액을 전달하기 위한 카테터로서,
내강을 형성하는 긴 근위부 튜브;
바이오-피흡수성 재료로 구성되고, 상기 근위부 튜브의 내강과 연통하는 내강을 형성하는 긴 원위부 튜브
를 포함하고,

상기 원위부 튜브의 측벽의 일부분 또는 전체는 상기 내강으로부터의 상기 유액이 상기 원위부 튜브의 외부로
연통되도록 하여, 상기 원위부 튜브의 폐쇄된 원위 단부와 상기 근위부 튜브 사이에서 상기 원위부 튜브의 상
기 측벽의 길이를 따라 연장되는 상기 카테터의 주입부를 형성하고;

상기 원위부 튜브의 근위 단부와 상기 근위부 튜브의 원위 단부는, 오버랩부에 인접한 원위부 튜브 부분과 근
위부 튜브 부분의 조합된 벽 두께와 같은 벽 두께를 갖는 상기 카테터의 오버랩부를 형성하도록 오버랩되어
상기 카테터의 보강부를 형성하고, 상기 원위부 튜브의 상기 근위 단부는 생체친화성 접착제로 상기 근위부
튜브의 상기 원위 단부에 본딩되어 그들 사이에 유액 기밀 접합부를 형성하며, 상기 근위부 튜브와 상기 원위부
튜브의 오버랩부의 길이는 적어도 0.02인치인

카테터.

청구항 2

제1항에 있어서,
상기 오버랩부는 적어도 0.03인치인
카테터.

청구항 3

제1항에 있어서,
상기 원위부 튜브의 상기 내강의 원위 단부는 팁으로 폐쇄되는
카테터.

청구항 4

제1항에 있어서,
상기 바이오-피흡수성 재료는 환자 내에 위치되어 5 내지 7일 내에 충분히 용해되어 상기 근위부 튜브가 상기
원위부 튜브로부터 제거 가능하도록 구성된
카테터.

청구항 5

제1항에 있어서,
상기 카테터의 상기 주입부는 상기 원위부 튜브의 상기 측벽을 통해 연장하는 복수개의 다른 훌을 포함하는
카테터.

청구항 6

제1항에 있어서,
상기 근위부 튜브는 0.035인치의 외경을 구비하며,
상기 원위부 튜브는 0.042인치의 외경을 구비하는

카테터.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 원위부 튜브는 상기 카테터의 유효 수명 동안 용해됨 없이 구조적으로 손상되지 않게 유지되도록 구성되고, 상기 원위부 튜브는 상기 유효 수명이 다한 후에 용해되어, 상기 근위부 튜브가 상기 원위부 튜브로부터 제거될 수 있고 상기 원위부 튜브가 상기 해부학적 영역에 남겨져 용해될 수 있도록 구성되고;

상기 유효 수명은, 상기 카테터가 유액을 상기 근위부 튜브의 상기 내강으로부터 상기 원위부 튜브의 상기 내강으로, 그리고 상기 원위부 튜브의 상기 주입부를 통해 상기 해부학적 영역으로 통과시킬 수 있는 기간인 카테터.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 주입부는 다공성 측벽부를 포함하고, 상기 다공성 측벽부는 상기 내강 내의 유액이 상기 다공성 측벽부를 포화시키고 상기 다공성 측벽부의 길이를 따르는 임의의 지점에서 같은 속도로 상기 다공성 측벽부를 통과하게 하는

카테터.

명세서

기술분야

[0001]

본 발명은 카테터(catheter)에 관한 것이다. 좀 더 구체적으로, 본 발명은 그 주입부로 액상치료제(fluid medication)를 균일하게 전달하는 카테터에 관한 것이다.

배경기술

[0002]

인체 등의 해부학적 계(anatomical system)로 액상치료제를 전달하기 위한 주입 카테터는 당해 기술분야에서 잘 알려져 있다. 이러한 카테터에는 일반적으로 해부계의 어떤 부위내로 삽입되는 유연한 중공 튜브(hollow tube)가 있다. 중공 튜브는 일반적으로, 유액이 흐를 수 있는 1 이상의 축방향 내강(lumen)이 있다. 이 카테터 튜브의 근위 단부는 유액의 공급원에 연결되어 있고, 상기 공급원으로부터 유액이 카테터 튜브로 도입된다. 유액은 상기 근위 단부에 제공되는 압력 하에 내강들 중 하나의 안으로 흐른다. 각 내강에는 공통적으로 튜브의 원위 단부의 주입부를 따라 하나 이상의 출구공(exit hole)이 있어서 유액이 튜브를 빠져나갈 수 있도록 한다. 이러한 출구공은 중공 튜브의 측면 벽을 뚫어서 생성한다.

[0003]

임의의 의학적 조건에 있어, 창상 구역 내의 다수의 부위로 액상치료제를 전달하는 것은 유리하다. 예를 들어, 진통제를 필요로 하는 일부 창상들은 하나의 신경 줄기보다는 다수의 신경 말단과 연결되어 있다. 이러한 창상의 한 예로서 외과적 절개를 들 수 있다. 앞서 언급했듯이, 액상치료제가 카테터 튜브를 빠져나가는 다수의 출구공이 있다는 것은 알려져 있다. 그 출구공들은 약물이 전달될 부위의 위치를 조절하기 위하여 카테터 튜브를 따라 다양한 축방향 및 원주상의 다양한 위치에 놓여 있다. 이러한 형태를 갖는 카테터의 한 예가 엘더(Eldor)의 미합중국 특허 제 5,800,407호에 기술되어 있다. 또한, 어떤 경우에는, 이러한 치료제를 낮은 압력하에서 전달하여 유액이 비교적 느린 속도로 전달되도록 하는 것이 바람직하다. 예로서, 일부 진통제는 독성 및 다른 부작용을 피하기 위하여 느리게 전달되어야 한다. 게다가, 많은 경우에, 치료제가 창상 구역 전체에 고르게 분포되도록 액상치료제를 카테터 주입부를 통하여 실질적으로 일정한 속도로 투여하는 것이 바람직하다.

[0004]

불행히도, 엘더가 개시한 카테터와 같이 다중 출구공을 가진 기존의 카테터들은 낮은 압력 하의 액상치료제 운송시, 유액이 카테터 튜브의 주입부 근위 단부에서 가장 가까운 출구공(들)을 통해서만 배출되는 경향을 갖는 단점이 있다. 이는 튜브를 통하여 흐르는 유액은 가장 작은 흐름 저항(flow resistance)을 제공하는 출구공을 통하여 좀 더 쉽게 배출되기 때문이다. 내강에서 유액의 유동 경로(flow path)가 길수록 유액이 경험하는 유량 저항 및 압력 강하(pressure drop)는 커진다. 가장 근위(proximal) 쪽의 출구공은 가장 작은 유량 저항 및 압력 강하를 제공한다. 따라서, 유액은 주로 이 출구공을 통하여 카테터 튜브를 빠져나가기 쉽다. 결과

적으로, 그 액상치료제는 창상 구역내의 적은 영역에만 전달된다. 유액이 바람직하지 않게 가장 가까운 출구 공을 통하여만 흐르려는 경향은 출구공의 크기, 출구공의 총수 및 유속에 좌우된다. 출구공의 크기나 개수가 증가함에 따라, 유액이 가장 가까운 출구공으로만 빠져나가려는 경향은 더욱 커진다. 반대로, 유속이 증가할 때, 유액의 그러한 경향은 감소한다.

[0005] 유액이 바람직하지 않게 카테터의 가장 가까운 출구공을 통하여만 흐르려는 경향은 어떤 경우에 유속 또는 유압을 높임으로써 해결할 수 있는데, 그것은 유액이 카테터의 더 많은 출구공을 통하여 흐르게 한다. 사실상, 유속 또는 유압이 충분히 높으면, 유액은 모든 출구공을 통하여 흐를 것이다. 그러나, 때로는 비교적 느린 속도, 즉, 낮은 압력으로 제제를 전달하는 것이 의학적으로 바람직하다. 또한, 심지어 고압으로 유액을 전달하는 것이 허용가능하거나 바람직한 경우라도 이전의 카테터들은 주입부를 따라 유액을 균일하게 전달하지 않는다. 오히려, 주입부 근위 단부에서 더 가까운 출구공을 통한 유속은 원위 단부에 더 가까운 출구공을 통한 유속보다 더 큰 경향이 있다. 이는 좀 더 가까운 출구공을 통과하는 유액이 좀 더 적은 유량 저항 및 압력 강하를 겪기 때문이다. 이와 반대로, 좀 더 면 출구공을 통하여 흐르는 유액은 좀 더 큰 유량 저항 및 압력 강하를 겪으며, 결과적으로 더 낮은 유속으로 배출된다. 출구공이 더 멀수록 유액의 배출 유속은 더 감소한다. 결과적으로, 창상 구역 전체를 통하여 제제 분포가 고르지 않게 된다.

[0006] 알려진 또 다른 형태의 주입 카테터에는, 카테터 튜브내에 여러 내강이 있다. 각각의 내강에는 튜브의 벽 안에 하나의 구멍을 뚫어서 만든 하나의 출구공이 있다. 이 출구공들은 카테터 튜브의 주입부를 따라 서로 다른 축 방향으로 있다. 이러한 방식에서, 액상치료제는 창상 구역내의 여러 부위로 전달될 수 있다. 이러한 형태는 유액 배분을 향상시켰으나, 몇 가지 불리한 점이 있다. 그 중 한 가지는 앞서 논의한 것과 동일한 이유로 출구공이 멀수록 유량 저항이 더 커지기 때문에, 그 출구공들을 통과한 유액의 유속이 동일하지 않다는 것이다. 다른 불리한 점은, 내강의 수 및 그 결과적인 유액 출구공의 수는 카테터 튜브의 직경이 작으므로 제한된다. 결과적으로, 유액은 창상 구역 내의 아주 제한된 위치들에만 전달된다. 또 다른 불리한 점은, 내강들의 근위 단부가 하나의 복잡한 다기관에 부착되어야 하는데 이로 인해 카테터를 제작하는 비용이 증가된다는 점이다.

[0007] 카테터의 주입부를 통하여 액상치료제를 좀 더 균일하게 투여하는 카테터의 한 예가 왕(Wang)의 미합중국 특허 제 5,425,723호에 나와 있다. 왕(Wang)은 하나의 외튜브, 그 외튜브내에 동심원 상으로 존재하는 하나의 내튜브 및 내튜브내의 중앙 내강을 포함하는 주입 카테터를 개시한다. 내튜브는 외튜브보다 직경이 더 작아서 그 사이에 환상의 통로가 형성된다. 외튜브에는 카테터의 주입부를 한정하면서 일정한 간격으로 떨어져 있는 다수의 출구공이 있다. 사용시, 중앙 내강으로 흐르는 유액은 내튜브의 측면 벽에 전략적으로 배치되어 있는 측면 구멍을 통과한다. 특히, 인접 측면 구멍 사이의 간격은 내튜브의 길이를 따라 감소하여 좀 더 멀리 있는 측면 구멍을 통하여 더 많은 유액이 빠져나가도록 유도한다. 유액은, 그런 다음, 외튜브 벽에 있는 출구공을 통해 빠져나가기 전에 환상 통로를 통하여 세로 방향으로 흐른다. 환상 통로에서, 유액은 외튜브에 있는 가장 가까운 출구공의 위치에 따라 원위 단부 혹은 근위 단부 방향으로 흐를 수 있다. 이러한 형태는 카테터로부터 유액이 좀 더 일정한 유속으로 배출되게 한다.

[0008] 불행히도, 왕(Wang)의 카테터는 비교적 높은 압력의 유액 전달에만 효과적이다. 비교적 낮은 압력으로 유액을 전달하기 위해 사용시, 왕(Wang)이 개시한 카테터는 유액의 균일한 투여를 제공하지 않는다. 그 대신, 유액은 카테터 주입부의 근위 단부에서 가장 가까운 내 및 외튜브의 측면 구멍을 통하여 배출되기 쉽다. 왜냐하면, 이 구멍들이 가장 낮은 유량 저항을 제공하기 때문이다. 고압으로 유액을 전달한다 하더라도, 이 구조에는 몇 가지 한계점이 있다. 한 가지 한계점은, 동심원 상의 튜브 구조는 제조하기에 비교적 복잡하고 어렵다는 것이다. 두 튜브 모두 해부계를 통하여 기동하기에 충분할 만큼 유연하여야 하며, 한편, 환상 통로는 유액이 그 안에서 균일하게 흐를 수 있도록 개방되어 있어야 한다. 또 다른 한계점은 튜브의 주입부에 굴곡이 있으면 환상 통로가 방해를 받을 수 있다. 카테터 내의 굴곡은 환상 통로를 변형시키거나 혹은 내 및 외튜브가 접촉되게 한다. 이것은 환상 통로의 세로 방향 단면내의 유압이 일정하지 않게 하여 유액 전달이 균일하지 않게 되는 결과를 초래한다.

[0009] 따라서, 고 유속 및 저 유속 유액 전달에 모두 효과적이고 비교적 단순하여 제조하기 쉬운 형태의, 주입부를 따라 액상 치료제를 균일하게 전달하는 향상된 주입 카테터에 대한 필요성이 대두되고 있다. 게다가, 왕(Wang)의 카테터와 같은 특정 부류의 카테터들은 고 유압 또는 고 유속시에만 유액을 균일하게 전달한다는 것이 인식되고 있다. 그러나, 이러한 부류에 속하면서도 비교적 간단하여 제조하기 쉽고, 구부러지거나 다른 식으로 물리적으로 변형되어도 균일한 유액 전달을 유지할 수 있는 주입 카테터에 대한 필요성이 대두되고 있다.

발명의 요약

[0010] 따라서, 이러한 한계점의 일부 또는 전부를 해결하고 해부학적 영역의 창상 구역에 액상치료제를 전달하는 향상된 카테터를 제공하는 것이 본 발명의 주요 목적이자 장점이다.

[0011] 카테터는 해부학적 영역 내에 액상치료제의 균일한 분배를 위하여 제공된다. 상기 카테터의 일 실시예는 긴 튜브(elongated tube) 및 상기 장방향 튜브의 길이를 둘러싸는 외부 긴 관형 다공성 막으로 구성되어, 상기 관형 막 및 장방향 튜브 사이에 환형 공간이 구비된다. 상기 관형 막은 고다공성 물질(high porous material)로 이루어지며, 바람직하게는 약 0.1미크론 내지 0.5미크론 사이의 평균 세공 직경의 범위를 갖는다. 상기 카테터의 일실시예는 박테리아의 여과작용에 특히 적합한 평균 세공직경(pore diameter)을 갖는다. 상기 관형 막 내에서 둘러싸이는 긴 튜브의 일부 내에는 복수개의 유액 출구공이 제공된다. 동작에 있어, 상기 카테터 내의 유액은 모든 출구공을 통해 환형 공간으로 흐른다. 상기 관형 막은 유액이 해부학적 영역 내에 균일하게 분포되는 것을 확실하게 한다.

[0012] 본 발명의 한 가지 실시예를 따르면, 다공성 막으로 만들어진 연장된 관형 부재를 포함하고 있으며, 해부학적 영역으로 유액을 균일하게 전달하는 카테터가 제공된다. 상기 막은 사람의 피부 등의 그 해부학적 영역을 둘러싸고 있는 피하층을 통하여 삽입될 수 있는 크기로 되어 있다. 상기 막은, 어떤 압력하에서 관형 부재의 한쪽 개방 끝으로 유입되는 유액이 관형 부재를 따라 충분히 일정한 속도로 관형부재의 측면 벽을 통하여 흐를 수 있는 형태로 되어 있다. 본 발명은 또한, 해부학적 영역으로 유액을 균일하게 전달하는 방법으로 제공하는데, 상기 방법은 연장된 관형 부재를 해부학적 영역으로 삽입하고, 어떤 압력하에서 그 관형 부재의 한쪽 개방 끝으로 유액을 도입시키는 단계를 포함한다.

[0013] 또 다른 실시예로 본 발명은 해부학적 영역으로 유액을 균일하게 전달하기 위한 카테터와 방법을 제공한다. 그 카테터는 하나의 연장된 지지물과 그 지지물을 감싸고 있는 하나의 다공성 막으로 구성되어 있다. 그 지지물은, 그것과 막 사이에 하나 이상의 내강이 형성되도록 되어 있다. 대안적으로, 그 지지물은 그 안에 다수의 구멍을 가진 관형 부재일 수 있다. 본 방법은 전술한 카테터를 해부학적 영역으로 삽입하고 1 이상의 내강의 근위 단부(proximal end) 안으로 압력하에서 유액을 유입시키는 단계로 구성되어 있다. 장점으로서, 유액은 그 막을 통하여 충분히 일정한 속도로 해부학적 영역내로 들어간다. 본 발명은 추가적으로, 연장된 지지물을 형성시키고 그것과 막 사이에 하나 이상의 내강이 형성되도록 지지물을 다공성 막으로 감싸는 단계를 포함하는 상기 카테터를 제조하는 방법을 제공한다.

[0014] 또 다른 실시예로 본 발명은 해부학적 영역으로 유액을 균일하게 운송하기 위한 카테터와 방법을 제공한다. 그 카테터는 그 길이를 따라 다수의 출구공을 포함하고 있는 연장된 튜브 및 그 튜브내에 동심원 상으로 존재하는 관형 다공성 막으로 구성되어 있다. 그 튜브와 막은 내강을 한정한다. 그 방법은, 상기 카테터를 해부학적 영역안으로 삽입하고 그 내강의 근위 단부로 어떤 압력하에서 유액을 유입시켜서 유액이 바람직하게도 그 막과 출구공을 통하여 해부학적 영역안으로 충분히 일정한 속도로 들어가게 하는 단계로 구성되어 있다. 본 발명은 추가적으로, 하나의 연장된 튜브를 형성시키고, 그 튜브의 길이를 따라 복수개의 출구공을 제공하며, 하나의 관형 다공성 막을 형성시키고 그 관형 다공성 막을 튜브내로 동심원적으로 존재하게 하여 그 튜브와 막이 하나의 내강을 한정하도록 하는 단계를 포함하는 상기 카테터를 제조하는 방법을 제공한다.

[0015] 또 다른 실시예로 본 발명은 해부학적 영역으로 유액을 균일하게 전달하기 위한 기구와 방법을 제공한다. 그 기구는 그 길이를 따라 복수개의 출구공을 가진 하나의 연장된 카테터를 포함하며, 바람직하게도 제조하기에 간단하고 쉽다. 그 출구공은 흐름-제한 오리피스(flow-restricting orifice)으로서 기능할 수 있다. 다르게는, 흐름 제한 오리피스는 카테터 내의 어느 곳 또는 카테터에 가까운 쪽에 만들 수 있다. 출구공은 카테터의 길이를 따라 크기가 점차 증가하여, 가장 큰 출구공이 가장 작은 출구공보다 말단측(distal)으로 존재하도록 할 수 있다. 다르게는, 그 출구공들은 레이저로 천공하고 대략적으로 같은 크기로 될 수 있다. 바람직하게도, 어떤 압력하에서 그 카테터내로 흐르는 유액은 사실상 동일한 속도로 실제 모든 출구공을 통하여 흐를 것이다. 그 방법은 상기 카테터를 해부학적 영역 안으로 삽입하고 어떤 압력하에서 그 카테터의 근위 단부안으로 유액을 유입시키는 단계로 구성되어 있다. 그 유액은 출구공을 통하여 흐르고 해부학적 영역으로 들어가는데, 바람직하게는 충분히 동일한 속도로 실제 모든 출구공을 통하여 흘러간다. 본 발명은 추가적으로, 연장된 카테터를 형성시키고, 출구공이 카테터의 근위 단부(proximal end)에서부터 원위 단부(distal end)까지 그 길이를 따라 크기가 점차 증가하도록 하는 방식으로 카테터의 길이를 따라 다수의 출구공을 제공하는 단계를 포함하는 상기 기구를 제조하는 방법을 제공한다.

[0016] 또 다른 실시예로 본 발명은 해부학적 영역으로 액상치료제를 전달하기 위한 카테터와 방법을 제공한다. 그

카테터는 하나의튜브, 그 튜브의 원위 단부에 부착된 위핑(weeping) 관형 코일 스프링 및 그 스프링의 원위 단부를 닫는 스톱(stop)으로 구성되어 있다. 그 튜브 및 스프링은 각각 중앙 내강의 일부를 한정한다. 그 스프링은 서로 접촉한 상태로 이웃하고 있는 코일들을 갖고 있어서, 스프링내 및 역치 분배압(threshold dispensation pressure) 아래에서 코일들 사이에서 방사상으로 흐름에 의해 유액이 내강을 벗어나는 것을 방지하도록 한다. 스프링은, 그 유액 압력이, 유액이 코일들 사이로 방사상으로 흐름, 즉, 스프링을 통하여 "위핑" 함으로써 그 내강으로부터 투여되게 하는 역치 분배압보다 크거나 같을 때, 늘어나는 성질이 있다. 대안적으로, 유액이 그 스프링 코일의 결함을 통해 위핑할 수 있다. 바람직하게도, 유액은 스프링의 길이 및 둘레 전체에 걸쳐 실질적으로 균일하게 분배된다. 사용시에는, 유액을 튜브의 하나의 개방된 근위 단부로 유입시키고, 스프링 내로 흐르게 하여, 역치 분배압보다 크거나 같은 압력을 가함으로써 유액이 스프링을 통하여 위핑되도록 한다.

[0018] 또 다른 실시예로 본 발명은 해부학적 영역으로 액상치료제를 전달하기 위한 카테터와 방법을 제공한다. 그 카테터는 원위 단부쪽이 닫혀 있는 하나의 튜브 및 그 튜브로 둘러싸여 그 안에 동심원 상으로 존재하는, 상기 기술된 바와 같은 하나의 "위핑" 관형 코일 스프링으로 구성되어 있다. 그 튜브의 길이를 따라 측면 벽에 다수의 출구공이 나 있어서 튜브의 주입부를 한정한다. 스프링은 그 주입부 내에 존재하여 내강이 튜브와 스프링내로 한정되게 한다. 사용시에는, 유액을 튜브의 한 쪽 근위 단부으로 유입시키고, 스프링 내로 흐르게 하고, 역치 분배압보다 크거나 같은 압력을 가함으로써, 유액이 스프링을 통하여 위핑되고 그 후 튜브의 출구공을 통하여 흐름으로써 내강으로부터 분배되도록 한다.

[0019] 또 다른 실시예로 본 발명은 하나의 연장된 튜브 및 그 튜브 내에 위치한 고체의 유연한(flexible) 부재로 구성된 카테터를 제공한다. 그 튜브는 닫혀진 원위 단부 및 튜브의 측면 벽에 있는 다수의 출구공을 갖고 있다. 출구공들은 카테터의 주입부를 한정하면서 튜브의 길이를 따라 나 있다. 그 튜브는 해부학적 영역내로 삽입될 수 있는 크기로 되어 있다. 부재는 튜브 내에 위치하고 있고, 그 크기는 튜브와 부재 사이에 환상 공간이 형성되도록 하는 크기이다. 그 부재는 다공성 물질로 형성되어 있다. 바람직하게도, 카테터는 튜브의 근위 단부으로 유입되는 유액이 주입부 전체에서 실질적으로 일정한 속도로 출구공을 통하여 흐를 수 있는 형태로 되어 있다.

[0020] 또 다른 실시예로, 본 발명은 측면 벽에 다수의 출구 슬롯(exit slot)을 가진 하나의 연장된 튜브를 포함하는 카테터를 제공한다. 슬롯들은 카테터부를 한정하면서 튜브의 길이를 따라 나 있다. 출구 슬롯들은 일반적으로 튜브의 세로축에 평행한 방향으로 되어 있다. 바람직하게도, 튜브는 그 안으로 흐르는 유액이 실질적으로 동일한 속도로 실제 모든 배출 슬롯을 통하여 흐를 수 있는 형태로 되어 있다. 선택적 양상으로, 슬롯들은 주입부의 근위로부터 원위 단부으로 가면서 길이가 증가한다.

[0021] 또 다른 실시예로, 본 발명은 유체를 해부학적 영역으로 전달하기 위한 카테터를 포함한다. 상기 카테터는 단부 폐쇄 내강(distally-closed lumen)을 형성하는 긴 관형 카테터 몸체를 포함한다. 상기 카테터 본체의 일부는 그 카테터 본체의 측벽을 통해 연장하는 복수개의 개구부를 포함하여 카테터의 주입부를 형성한다. 다공성 재료로부터 구성되는 관형 덮개(tubular sheath)는 상기 주입부에 위에 위치되고, 적어도 주입부의 길이를 연장시킨다. 상기 관형 덮개 및 카테터 몸체는 내강 내의 유액이 관형 덮개를 통해 카테터를 통과하도록 구성된다. 상기 다공성 재료의 세공사이즈는 약 0.5미크론보다 작다.

[0022] 본 발명의 또 다른 실시예는 해부학적 영역에 유액을 전달하기 위한 카테터를 포함한다. 상기 카테터는 측벽을 구비한 긴 관형 카테터 몸체를 포함하며, 상기 측벽의 외면은 상대적으로 균일한 제1직경을 형성한다. 또한 상기 카테터 몸체는 내강을 포함한다. 상기 카테터 몸체의 선단부는 유액이 내강의 내부로부터 카테터 몸체의 외부로 흐를 수 있도록 하여, 카테터의 주입부를 형성한다. 상기 다공성 재료로부터 구성되는 관형 덮개는 측벽, 제1단부 및 제2단부를 구비한다. 상기 관형 덮개는 주입부 위에 위치되어 상기 주입부는 제1단부와 제2단부 사이에 구비된다. 상기 관형 덮개의 측벽 내면은 관형 덮개와 카테터 몸체 사이의 틈새 공간을 형성하도록 이루어진 제2직경을 갖는다. 상기 관형 덮개의 제1단부 및 제2단부는 상기 틈새 공간을 실질적으로 밀봉하도록 상기 카테터 몸체의 외면과 본딩된다.

[0023] 또 다른 실시예로, 본 발명은 해부학적 영역에 유액을 전달하기 위한 카테터를 포함한다. 상기 카테터는 길고, 내강을 형성하는 근위 튜브(porximal tube)를 포함한다. 바이오 피흡수성(bio-absorbable) 재료로 구성되는 긴 원위 튜브(distal tube)는 상기 근위 튜브의 내강과 연통되는 내강을 형성한다. 상기 원위 튜브의 적어도 일부는 내강 내로부터 유액을 그의 외부로 연통할 수 있도록 하여 카테터의 주입부를 형성한다. 상기 원위 튜브의 근위 단부와 상기 근위 튜브의 원위 단부는 서로 오버랩된다. 상기 원위 튜브의 근위 단부는 바이오 친화성 접착제로 상기 근위 튜브의 원위 단부에 본딩되어 그들 사이에 실질적으로 유액 기밀 접합부를 형

성한다. 상기 원위 튜브 및 근위 튜브의 오버랩부의 길이는 적어도 약 0.02인치이며, 0.03인치인 것이 보다 바람직하다.

[0024] 본 발명의 또 다른 실시예는 길며, 내강을 형성하는 원위 튜브를 포함하여 해부학적 영역에 유액을 분배할 수 있는 카테터를 포함한다. 긴 원위 튜브는 폐쇄된 단부를 구비하고, 바이오-피흡수성 재료(bio-absorbable material)로 구성된다. 상기 원위 튜브는 상기 근위 튜브의 내강과 연통하는 내강을 형성한다. 상기 원위 튜브의 적어도 일부분은 내강 내의 유액이 원위 튜브의 일부분을 통해 통과할 수 있도록 하는 다공성 측부를 포함한다.

[0025] 본 발명의 또 다른 관점은 환자의 해부학적 영역 전반으로 유액을 전달하기 위한 방법을 포함한다. 상기 방법은 긴 관형 부재를 환자의 절개부로 삽입하는데, 상기 관형 부재는 접합부에서 근위부에 부착되는 원위부를 구비한다. 상기 원위부는 바이오-비흡수성 재료를 포함한다. 상기 원위부 측벽의 적어도 일부분은 관형 부재 내의 유액이 측벽을 통과할 수 있도록 되어 있는 다공성 막을 형성한다. 상기 방법은 상기 접합부가 환자 내에 구비되도록 상기 관형부재를 위치시키고, 상기 절개부를 폐쇄하며, 상기 관형부재의 개방 근위 단부로 유액을 주입하는 것을 더 포함한다.

[0026] 선행 기술보다 진보된 본 발명과 그 장점들을 요약하기 위하여, 본 발명의 특정 목적과 장점들을 상기에 기술하였다. 물론, 그러한 모든 목적 또는 장점들이 필연적으로 본 발명의 어떤 특정 실시예에 따라 성취되는 것이 아님은 당연하다. 따라서, 예를 들어, 당업계의 숙련된 자는, 본 발명이 본 발명에서 가르쳐 지거나 제안된 다른 목적들 또는 장점들을 필수적으로 수행하지 않고 본 발명에서 가르쳐진 한 가지 장점 또는 한 그룹의 장점들을 수행하거나 활용하는 방식으로 구현되거나 또는 실행될 수 있다는 것을 인식할 것이다.

[0027] 이 모든 실시예는 여기에 기술된 본 발명의 영역내에 있도록 의도되었다. 본 발명의 이러한 및 다른 실시예는 첨부 도면과 관련된 하기의 바람직한 실시예의 상세한 설명으로부터 당업계의 숙련된 자에게 명백해질 것이다. 본 발명은 기술된 특정한 바람직한 실시예(들)에 제한되지 않는다.

도면의 간단한 설명

[0028] 도 1은 본 발명의 첫 번째 구현예에 따른 특징 및 장점을 가진 카테터의 모식적 측면도.

도 2는 도 1의 2-2선을 따라 취한 도 1의 카테터의 단면도.

도 3은 도 1의 3-3선을 따라 취한 도 1의 카테터의 단면도.

도 4는 도 1의 4-4선을 따라 취한 단면을 도시한 것으로 도 1의 카테터의 단부 및 지지물 빔(beam)의 투시도.

도 5는 본 발명의 두 번째 구현예에 따른 특징 및 이점을 가진 카테터의 측면도.

도 6은 도 5의 6-6선을 따라 취한 도 5의 카테터 주입부의 단면도.

도 7은 본 발명의 세 번째 구현예에 따른 특징 및 장점을 가진 카테터의 단면도.

도 8은 본 발명의 네 번째 구현예에 따른 특징 및 장점을 가진 카테터의 측면도.

도 9는 본 발명의 다섯 번째 구현예에 따른 특징 및 장점을 가진 카테터의 측면도.

도 10a는 도 9의 카테터의 단면도로서, 스프링의 신장되지 않은 상태를 도시한 것.

도 10b는 도 9의 카테터의 단면도로서, 스프링의 신장된 상태를 도시한 것.

도 11은 본 발명의 여섯 번째 구현예에 따른 특징 및 장점을 가진 카테터의 단면도.

도 12는 본 발명의 여섯 번째 구현예에 따른 특징 및 장점을 가진 카테터의 측면도.

도 13은 본 발명의 일곱 번째 구현예에 따른 특징 및 장점을 가진 카테터의 세로방향의 단면도.

도 14 내지 도 16은 도 13의 카테터와 비슷한 카테터의 세로방향의 단면도로서 내부 다공성 부재와 튜브간에 대안적 부속물을 도시한 것.

도 17은 도 13 내지 도 16에 따른 카테터의 횡단면도로서, 내부의 다공성 부재가 외부 튜브와 중심을 공유하는 경우.

도 18은 도 13 내지 도 16에 따른 카테터의 횡단면도로서, 내부의 다공성 부재가 외부 튜브와 중심을 공유하

지 않는 경우.

도 19는 공기 제거 필터와 연결되어 사용된, 본 발명의 카테터의 모식도.

도 20은 본 발명의 여덟 번째 구현예에 따른 특징 및 장점을 가진 카테터의 측면도.

도 21은 본 발명의 아홉 번째 구현예에 따른 특징 및 장점을 가진 카테터의 측면도.

도 22는 혈액 응고를 치료하기 위한 본 발명의 카테터의 사용의 모식도.

도 23은 관형 다공성 막 또는 덮개를 포함하는 본 발명의 제10실시예에 따라 특징 및 작용효과를 구비한 카테터의 측면도.

도 23a는 23A-23A선에 따라 도 23의 카테터를 나타낸 단면도.

도 24는 24-24선에 따라 도 23의 카테터를 나타낸 단면도.

도 25는 본 발명의 제11실시예에 따른 것으로, 카테터의 적어도 일부분이 바이오-피흡수성 재료로 구성되는 특징 및 작용효과를 구비한 카테터의 개략도.

도 26은 도 25의 카테터의 비 다공부 및 바이오-피흡수성부 사이의 접합부를 나타낸 확대도.

도 26a는 26A-26A선에 따라 도 26의 접합부를 나타낸 단면도.

도 27은 도 25의 카테터의 원위 단부를 나타낸 확대도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0029]

도 1 내지 도 4는 본 발명의 하나의 구현예에 따른 주입(infusion) 카테터(20)를 도시한 것이다. 카테터(20)은 바람직하게는 유연한 지지물(support)(22)(도 2 내지 도 4), 비다공성 막(24), 및 다공성 막(26)을 포함한다. 막(24, 26)은 지지물(22) 둘레를 둘러싸서 막(24) 및 막(26)의 내부 표면과 지지물(22)의 표면 간에 복수 개의 축방향 내강(lumen)을 형성하는바, 하기에서 매우 자세히 서술된다. 비다공성 막(24)은 카테터(20)의 비 주입부(non-infusion section)(28)를 정하고, 바람직하게는 도 1에 나타난 바와 같이 지지물의 근위 단부로부터 점(30)까지 지지물(22)을 덮는다. 비슷하게, 다공성 막(26)은 카테터(20)의 주입부(32)를 정하며, 바람직하게는 점(30)부터 지지물(22)의 단부끝까지 덮는다. 대안적으로, 카테터(20)은 비다공성 막(24) 없이 형성될 수 있다. 상기 형태에서 다공성 막(26)은 지지물(22)의 전체 길이를 덮어 지지물(22)의 전체 길이가 카테터(20)의 주입부에 해당하도록 한다. 상기 주입부는 요구되는 임의의 바람직한 길이를 가질 수 있다. 카테터(20)의 근위 단부는 액상 치료제 같은 유액(36)을 함유한 공급부(34)에 붙어있다. 카테터(20)의 원위 단부는 캡(48)을 포함하며(도 4), 이는 카테터 내의 축방향 내강의 종점(end point)을 정한다.

[0030]

사용에 있어, 카테터(20)은 인체와 같은 해부학적 계로 삽입되어 유동성 의약을 해부학적 계 내의 상처난 부위로 직접 운송한다. 특히, 카테터(20)은, 카테터(20)의 주입부에 상응하는, 상처난 부위의 일반적으로 선형인 세그멘트 전체에 걸쳐서 의약을 전달한다. 따라서, 카테터는 바람직하게는 주입부(32)가 상처 부위내에 위치하도록 삽입한다. 공지된 방법을 사용하여, 외과의사 또는 간호사는 카테터의 축방향 가이드 와이어 내강(44) 내에 위치한 축방향 가이드 와이어(46)의 도움을 얻어 카테터(20)를 삽입할 수 있다. 일단 카테터가 원하는 위치에 놓이면, 가이드 와이어(46)를 간단히 카테터(20)의 근위 단부를 통해 뽑아낸다. 대안적으로 카테터(20)은 가이드 와이어 또는 가이드 와이어 내강 없이 제공될 수 있다.

[0031]

도 2 및 도 3은 지지물(22)의 바람직한 형태를 도시한 것이다. 지지물(22)의 표면은, 그림에 나타난 바와 같이, 복수개의 리브(rib)(40)와 같은 인터럽션(interruption)을 포함한다. 인터럽션을 구성하여, 막(24) 및 막(26)이 지지물(22)을 둘러쌀 때, 막이 수 개의 축방향 내강(38)의 벽의 일부를 형성하도록 하며, 이렇게 생긴 축방향의 내강으로 유액(36)이 흐를 수 있다. 바람직한 형태에 있어, 복수개의 리브(40)를 지지물(22)의 공통 축방향 중심부(42)로부터 방사상으로 연장한다. 리브(40)는 지지물(22)의 임의의 길이를 따라, 바람직하게는 그 전체 길이를 따라 연장한다. 비주입부(28)의 경우, 도 2에 나타난 바와 같이, 비다공성 막(24)이 바람직하게는 리브(40)의 바깥쪽 테두리를 팽팽하게 둘러싼다. 그 결과, 비다공성 막(24)의 내부 표면과 지지물(22)의 외부 표면 간에 축방향 내강(38)이 형성된다. 비슷하게, 주입부(32)의 경우, 도 3에 나타난 바와 같이, 다공성 막(26)은 바람직하게는 리브(40)의 바깥쪽 테두리를 팽팽하게 둘러싸서 다공성 막(26)의 내부 표면과 지지물(22)의 바깥쪽 면(22) 간에 축방향 내강(38)이 형성되도록 한다.

[0032]

카테터(20)의 대안적인 구현예에 있어, 다공성 막(26)은 지지물(20)의 전체 길이 주변을 둘러싸서, 결과적으

로 비다공성 막(24)을 대신할 수 있다. 상기 구현예에서는 지지물(22)의 전체 길이가 주입부(32)에 상응하게 한다. 본 발명의 또 다른 대안적 구현예에 따르면, 지지물(22)은 단지 주입부(32)내에서 연장되고, 유액 공급부(34)로부터 지지물(22)의 근위 단부에까지 연장된 튜브가 제공될 수 있다. 상기 구현예에서는 튜브가 비다공성 막(24) 및, 바람직한 구현예에서의 비주입부(28) 내에서 확장된 지지물(22)의 부분을 대체한다. 다시 말해, 튜브는 비주입부(28)를 정한다.

[0033] 바람직한 구현예에서, 리브(40)의 수는 축방향 내강(38)의 수와 같다. 도 2 및 도 3에 5개의 리브(40)와 축방향 내강이 나타나 있지만, 유연성 및, 필요한 경우, 내강의 유액 독립성을 유지하면서, 카테터(20) 내의 수개의 내강을 제공하는 목적을 적절히 고려하여, 임의로 적정 수의 리브(40)와 내강(38)을 제공할 수 있다. 여기에서, 복수개의 축방향 내강을 서술할 때 사용되는 '유액 독립성' 및 '유액 분리'라는 말 등은 단순히 내강이 서로 유체상으로 연통되어 있지 않다는 것을 의미한다. 바람직하게는, 막(24, 26)은 의약등급의 접착제 또는 에폭시 등 임의의 적당한 접착제를 사용하여 리브의 바깥쪽 테두리를 따라 접착시킨다. 이는 막(24, 26)이, 카테터가 해부계(anatomy) 내로 삽입되거나 제거될 때 발생할 수 있는 미끄러짐을 막는다. 보다 바람직하게 막은 리브(40)의 각각의 바깥쪽 테두리의 전체 길이를 따라 접착된다. 대안으로서, 막은 지지물의 주위를 둘러싸고, 외부 물질에 의해 지지물에 고착되지 않을 수 있다. 막과 지지물은 당해 기술 분야의 당업자에게 공지된 다른 수단에 의해 서로 고착될 수 있다. 이는 내강(38)의 유액 독립성을 유지한다. 원한다면, 축방향 가이드 와이어 내강(44)이 지지물(22)의 축방향 중앙부(42) 내에 제공될 수 있다. 가이드 와이어 내강(44)은, 전술한 바와 같이 그리고 당해 기술분야의 당업자에 의해 쉽게 이해될 수 있는 바와 같이, 카테터(20)를 해부계로 삽입할 때 도와주기 위해 사용될 수 있는 가이드 와이어(46)를 받아들이도록 적응시킨다.

[0034] 도 4에 나타난 바와 같이, 카테터(20)은 바람직하게는 지지물(22)의 말단끝에 고착된 끝부분 또는 캡(48)을 포함한다. 끝부분(48)은 지지물(22)과 일체로 형성되거나 상기에 점착적으로 결합될 수 있다. 바람직하게는, 보이는 바와 같이, 끝부분(48)의 근위 단부는 원형이고, 끝부분(48)의 근위 단부의 외부 표면을 지지물(22)의 리브(40)의 바깥 테두리와 일직선으로 맞도록 직경을 갖게 한다. 다공성 막(26)은 끝부분(48)의 근위 단부 둘레를 감싼다. 막(26)은 바람직하게는 단부(48)에 접착되어 내강(38) 내의 유액(36)이 막(26)을 통과하지 않고는 카테터(20)를 벗어나지 않도록 한다. 끝부분(48)은 카테터(20)의 원위 단부를 통한 축방향 유액 흐름을 막는다. 그러나, 원한다면, 끝부분(48)은 선택적으로 다공성 재료로 형성되어 카테터(20)의 단부끝으로부터 어떠한 축방향 투약을 허용하도록 할 수 있다. 끝부분(48)의 원위 단부는, 바람직하게는, 나타난 바와 같이 돌형이어서 카테터(20)는 해부학적 영역으로 보다 쉽게 삽입될 수 있게 한다.

[0035] 지지물(22)은 유연성, 경량, 강도, 평활성, 및 해부학적 계에 대한 비반응성, 즉, 안전성을 적당히 고려하여 다양한 재료로 형성될 수 있다. 지지물(22)에 적절한 재료는 나일론, 폴리아미드, 테플론 및 당업자에게 공지된 기타 재료를 포함한다. 상기 다공성 막(26)은 바람직하게는 스폰지 형태이거나 거품형태의 재료 또는 중공섬유이다. 막(26)은 유연하고 해부학적 계에 비반응성인 목적을 적당히 고려하여 각종의 적절한 재료로부터 형성될 수 있다. 막(26)은, 바람직하게는, 다공성을 가져 카테터(20)의 주입부(32)의 표면적을 따라 유액이 실질적으로 균일하게 분배됨을 가져오며, 평균 세공크기는 충분히 작아 막 벽을 통한 박테리아의 흐름을 제한하도록 한다. 막(26)을 위한 적절한 재료는 폴리에틸렌, 폴리설퐧, 폴리에테르 설퐧, 폴리프로필렌, 폴리비닐리덴 디플로라이드, 폴리카아보네이트, 나일론 또는 고밀도 폴리에틸렌이다. 상기 재료는 유리하게는 생체 적합적이다. 다공성 막(26)은 유동성 액상치료제가 막(26)을 통과할 때, 상기 액상치료제로부터 박테리아를 걸러낼 수 있다. 가장 작은 박테리아도 0.23 미크론보다 작은 세공을 통과할 수 없다는 것은 공지된 것이다. 따라서, 다공성 막(26)의 평균세공크기 또는 세공직경을 0.23미크론보다 작게 하여 박테리아가 막(26)을 통과하지 못하게 한다. 막(26)의 평균 세공크기 또는 세공 직경은 바람직하게는 약 0.1 내지 1.2미크론이며, 보다 바람직하게는 0.3 내지 1미크론이고 심지어 더욱 바람직하게는 약 0.8미크론이다.

[0036] 전술한 바와 같이, 카테터(20)의 근위 단부는 약액 공급부(34)에 연결될 수 있다. 카테터(20)는 각각의 축방향 내강(38)이 유체적으로 독립하도록 형성된다. 다시 말해, 내강(38)은 서로 유체상 연통되지 않은 것이다. 카테터(20)는 단일 약액 공급부(34)에 연결되어, 유액(36)이 각각의 내강(38) 내에서 흐를 수 있다. 대안적으로, 카테터(20)은 복수개의 분리된 약액 공급부들에 연결되어 수개의 다른 유액이 독립적으로 내강(38)내에서 흐를 수 있다. 상기 형태에 따르면, 각각의 내강(38)은 분리된 유액 공급부에 연결되어, 해부계에 운송될 수 있는 다른 유액들의 총 수는 내강(38)의 수가 될 수 있다. 대안으로서, 유액 내강은 유체상 독립적일 필요는 없다. 예를 들어 막(26)은 지지물(22)의 전 길이를 따라 지지물에 고착되지 않을 수 있고, 이때 유액(36)은 내강(38)들 사이를 이동할 수 있다.

[0037] 카테터(20)는 유액을 주입부(32)에 인접한 해부계의 부분에 직접 운송한다. 유액 공급원(34)으로부터의 유액

(36)은 카테터(20)의 근위 단부에서 축방향 내강(38)으로 도입된다. 유액(36)은 처음에는 비주입부(28)로 흘러들어간다. 유액(36)이 주입부(32)에 도달하면, 이는 다공성 막(26)으로 스며든다. 더 많은 유액(36)이 주입부(32)로 들어감에 따라, 유액은 전체의 막(26)과 주입부(32)가 유액으로 포화될 때까지 막(26)의 벽내에서 세로방향으로 확산된다. 이때, 유액(36)은 막(26)을 통과하기 시작하며, 이로써, 카테터(20)를 빠져 나와 해부계로 들어간다. 나아가, 다공성 막(26)의 특성으로 인해, 유액(36)은 유리하게 실질적으로 균일한 속도로 다공성 막(26)의 전체 표면적을 통과한다. 따라서, 해부계의 상처나 부위의 일반적으로 선형의 세그먼트 전체에 실질적으로 동일한 속도로 유액이 운송된다. 나아가, 상기 장점은 저압 및 고압 유액 운송을 위해 얻어진다.

[0038] 도 5 및 도 6은 본 발명의 대안적 구현예에 따른 카테터(50)를 도시한 것이다. 본 구현예에 따르면, 카테터(50)은 신장된 바깥쪽 튜브(52) 및 안쪽의 신장된 관형의 다공성 막(54)을 포함한다. 관형의 막(54)은 바람직하게는 바깥쪽 튜브(52) 내에 동심원적으로 존재하고 있다. 보다 바람직하게, 튜브(52)는 관형막(54)을 팽팽하게 둘러싸고 지지하도록 하여, 튜브(52)의 내부 크기와 막(54)의 바깥쪽 크기가 상대적으로 꼭 맞게 된다. 복수개의 유액 출구공(56)이 튜브(52) 내에, 바람직하게는 튜브의 전체 원주에 걸쳐 제공된다. 출구공을 포함한 튜브(52)의 부분은 카테터(50)의 주입부를 정한다. 관형막(54)은 단지 주입부의 길이를 따라 제공되는 것이 필요하나 더 길 수 있다. 선택적으로 축방향의 출구공은 튜브(52)의 원위 단부(58) 내에 제공될 수 있다. 또한, 당업자가 이해하는 바와 같이, 해부계(anatomy) 내로의 카테터(50)의 삽입을 돋기 위해 가이드 와이어 및/또는 가이드 와이어 내강이 제공될 수 있다.

[0039] 튜브(52)는 해부학적 계에 대한 비반응성, 유연성, 경량, 강도, 평활성 및 안전성을 적절히 고려하여, 나일론, 폴리이미드, 텤플론 및 당업자에게 공지된 기타 재료와 같이 각종 적절한 재료로 형성될 수 있다. 바람직한 형태에 있어, 튜브(52)는 바람직하게는 내경 및 외경이 각각 0.019인치 및 0.031인치인 20레이지의 카테터 튜브이다. 튜브(52)의 출구공(56)은 바람직하게는 직경이 약 0.015인치이고, 튜브(52)를 따라 축방향으로 동일하게 위치하도록 제공된다. 출구공(56)은 바람직하게는 모든 훌이, 앞선 훌의 각도 위치로부터 튜브(52)의 세로방향 축에 대하여 각도적으로 약 120도를 갖도록 위치한다. 인접한 출구공(56) 간의 세로방향의 분리는 바람직하게는 약 0.125 내지 0.25인치의 범위이며, 보다 바람직하게는 약 3/16인치이다. 또한, 주입부는 임의로 원하는 길이를 가질 수 있다. 상기 형태는 상처 부위의 통상 선형인 세그먼트 전반을 통해 유액의 균일한 운송을 가져온다. 물론, 출구공(56)은 임의로 여러 가지의 상대적 배열로 제공될 수 있다.

[0040] 관형 다공성 막(54)은 바람직하게는 스폰지형 또는 거품형의 재료이거나 중공섬유이다. 관형막(54)은 박테리아를 걸러내기 위해 0.23미크론 이하의 평균 세공 크기 또는 세공 직경을 가질 수 있다. 세공 직경은 바람직하게는 0.1 내지 1.2미크론의 범위이며, 보다 바람직하게는 0.3 내지 1미크론이며, 심지어 더욱 바람직하게는 약 0.8미크론이다. 관형막(54)은 임의의 적절한 재료로부터 형성될 수 있는데, 이때, 해부학적 계에 대한 비반응성의 목적을 고려하고, 유연성을 유지하며, 튜브(52)의 크기 제한 내에서 잘 맞게 하며, 튜브(52) 내의 모든 출구공(56)을 통한 유액의 실질적으로 균일한 분배를 가져오는 다공성을 가지게 한다. 막(54)을 위한 적당한 재료는 폴리에틸렌, 폴리설폰, 폴리에테르설폰, 폴리프로필렌, 폴리비닐리덴디플로라이드, 폴리카아보네이트, 나일론, 또는 고밀도 폴리에틸렌이다. 관형막(54)의 바람직한 내경 및 외경은 각각 0.010인치 및 0.018인치이다. 가이드 와이어(46)가 제공될 경우, 가이드 와이어는 약 0.005인치의 직경을 가진 스테인리스강일 수 있다. 튜브(52)는 에폭시 또는 당업자에 공지된 기타 수단에 의해 막(54)에 고착될 수 있다. 대안으로서, 막(54)은 간섭 피트(interference fit)에 의해 튜브(52)와 접촉할 수 있고, 튜브(52) 내에서 막(54)을 고착하기 위한 다른 재료를 사용하지 않을 수 있다.

[0041] 사용시, 카테터(50)는 카테터(50)의 주입부에 인접한 해부학적 계의 영역으로 유액을 공급한다. 유액이 주입부에 흐르는 동안, 유액은 관형의 다공성 막(54)으로 우선 스며든다. 더 많은 유액이 주입부로 들어감에 따라 유액이 관형 부재(54)의 벽 내부에서 세로방향으로 확산된다. 일단 부재(54) 및 그 내부의 관형 공간이 포화되면, 유액은 부재(54)를 통과하고, 튜브(52)의 출구공(56)을 통해 흐름에 의해 카테터(50)를 벗어난다. 나아가, 유리하게는, 유액은 부재(54)의 표면적 전체를 통해 실질적으로 균일하게 막을 통과하게 되는데, 이는 실질적으로 모든 출구공(56)을 통한 실질적으로 균일한 흐름을 초래한다. 따라서, 유액은 해부계의 상처난 부위 전체에 걸쳐 실질적으로 동일한 속도로 공급된다. 나아가, 상기 장점은 저압 및 고압 유액 공급을 위해서 얻어진다.

[0042] 도 7은 본 발명의 또 다른 구현예에 따른 카테터(70)를 도시한 것이다. 카테터(70)는 튜브의 측벽에 복수개의 출구공(76)을 가진 튜브(72) 및 튜브(72)를 동심원적으로 둘러싸는 관형의 다공성 부재(74)를 포함한다. 카테터(70)는 도 5 및 도 6과 연계하여 앞서 기술된 카테터(50)와 유사한 방식으로 작용한다. 사용시, 액상 치료

제는 출구공(76)을 통과하여 다공성 막(74)에 흡수되기 시작한다. 유액은 막이 포화될 때까지 막의 벽 내부에서 세로방향으로 확산한다. 이후로, 유액은 막 벽을 떠나 해부계로 들어간다. 유리하게, 유액은 막(74)의 표면적 전체에 걸쳐 실질적으로 균일한 속도로 해부계에 분배된다. 앞선 구현예에서와 같이, 고압 및 저압 유액 공급은 상기 장점을 얻는다.

[0043] 도 8은 본 발명의 또 다른 구현예에 따른 카테터(60)를 도시한 것이다. 카테터(60)는 해부학적 계의 영역으로 유액을 비교적 높은 유속으로 공급하기에 보다 적합하다. 카테터(60)는 점점 증가하는 크기로 복수개의 출구공(64)을 가지는 튜브(62)를 포함한다. 특히, 보다 더 원위 쪽의 출구공이 보다 더 근위 쪽의 출구공보다 더 큰 직경을 가진다. 튜브(62) 상의 출구공(64)의 위치는 카테터(60)의 주입부의 길이를 정한다. 상기 주입부는 임의로 원하는 길이를 가질 수 있다. 카테터(60)의 근위 단부는 유액 공급부에 연결되어 있고, 카테터(60)의 해부계로의 삽입을 돋기 위해 가이드 와이어 및/또는 가이드 와이어 내강이 또한 제공될 수 있다.

[0044] 앞서 기술한 바와 같이, 고압 또는 저압 유액 공급을 위해, 카테터 튜브의 원위 단부에 더 가까운 출구공이 일반적으로 튜브의 근위 단부에 더 가까운 출구공에 비해 증가한 흐름 저항을 가진다. 또한, 더 원위 쪽의 출구공을 통해 흐르는 유액이 보다 큰 압력 저하를 경험하게 된다. 결과적으로, 통상 근위 쪽의 구멍을 통한 유액의 흐름 속도가 더 크며, 이는 불균일한 유액 운송을 초래한다. 대조적으로, 카테터(60)는 비교적 높은 유속 조건 하에서, 실질적으로 모든 출구공(64)을 통해 사실상 균일한 유액 공급을 유리하게 제공한다. 이는 보다 원위부의 구멍의 더 큰 크기가 증가된 흐름 저항 및 압력 저하를 보상하기 때문이다. 다시 말해, 보다 더 원위부 쪽인 구멍이 보다 더 근위 쪽인 구멍보다 크기 때문에 보다 원위부 쪽의 구멍을 통한 유속이, 그들이 보다 근위쪽의 구멍과 같은 크기를 가졌을 때보다 크다. 유리하게는, 출구공(64)은 점진적으로 증가하는 크기를 가지도록 하여 실질적으로 균일한 유액 공급을 가져오도록 한다. 추가로, 출구공(64)은, 도 12의 구현예와 연계되어 하기에서 기술되는 바와 같이, 그들이 합쳐 흐름-저항 오리피스를 형성하도록 크기를 조절할 수 있다.

[0045] 선행 기술의 카테터와 비교하여, 카테터(60)는 유리하게 단순하고 쉬운 제조과정을 가진다. 튜브(62) 내에 복수개의 출구공(64)을 천공하는 것이 필요한 전부이다. 나아가, 카테터(60)는 작용가능성을 유지하면서도 선행 기술의 카테터에 비해 보다 큰 굽힘을 지탱할 수 있다. 왕(Wang) 카테터와 같은 선행 기술의 카테터와 대조적으로, 만일 튜브(62)가 어느 정도 굽혀진 경우라도, 여전히 비교적 균일하게 유액을 공급할 것이다. 이것은 튜브(62)가 상대적으로 큰 단면을 가진 단일 내강을 가지기 때문이다. 튜브(62)가 어느 정도 굽어진 경우, 내강 속의 유액 흐름은 불균일 유액 공급을 가져올 수 있는 봉쇄 상태 및 이어지는 압력 저하를 경험할 가능성이 더 적다.

[0046] 카테터(60)의 튜브(62)는 해부학적 계에 대한 비반응성, 유연성, 경량, 강도, 평활성 및 안전성을 적당히 고려하여 임의의 다양한 재료로부터 형성될 수 있다. 적절한 재료는 나일론, 폴리이미드, 테플론 및 당업자에게 공지된 기타 재료를 포함한다. 주입부는 원하는 임의의 길이를 가질 수 있으나, 바람직하게는 0.5 내지 20인치의 길이, 보다 바람직하게는 약 10인치의 길이를 가진다. 출구공(64)의 직경은 바람직하게는, 주입부의 보다 근위 쪽에서 약 0.0002인치부터, 주입부의 보다 원위 쪽에서 0.01인치까지의 범위이다. 가장 큰, 즉 가장 원위 쪽의 출구공은 바람직하게는 튜브(62)의 원위 단부로부터 약 0.25인치이다. 보다 바람직한 형태에 있어, 인접한 출구공(64) 간의 축 방향의 분리는 약 0.125 내지 0.25인치의 범위내이며, 보다 바람직하게는 약 3/16인치이다. 선택적으로, 출구공(64)은 도 5의 구현예에서와 같이, 인접한 구멍들이 약 120도의 각도를 갖게 제공될 수 있다. 물론, 만일 너무 많은 출구공(64)들이 제공된다면, 튜브(62)는 바람직하지 못하게 약해질 수 있다.

[0047] 도 9, 도 10a 및 도 10b는 본 발명의 또 다른 구현예에 따른 카테터(80)를 도시한 것이다. 카테터(80)는 튜브(82), "위핑(weeping)" 관형 코일 스프링(84) 및 스탶(86)을 포함한다. 스프링(84)의 근위 단부는 튜브(82)의 원위 단부에 붙어 있어 튜브 및 스프링이 각각 중심 내강의 부분을 정한다. 바람직하게 돔-형태의 스탶(86)이 스프링(84)의 원위 단부에 붙어 이를 닫는다(close). 튜브(82) 말단 쪽 스프링(84) 부분은 카테터(80)의 주입부를 구성한다. 도 10a에 보이는 바와 같이, 비 신장상태에서, 스프링(84)은 다른 것과 접촉한 인접 코일을 가지고 있어 스프링 내 및 역치 분배압(threshold dispersion pressure) 하에서 유액이 코일 사이를 방사상으로 흘러 내강을 벗어나는 것이 방지된다. 스프링(84)은, 도 10b에서 보이는 바와 같이, 유액 압력이 스프링의 역치 분배압보다 커지면 세로방향으로 신장하는 특징을 가지고 있어, 이로 인해 유액이 내강으로부터 위핑함에 의해, 즉, 코일 사이를 바깥쪽으로 방사상으로 샘(leaking)에 의해, 공급되는 것을 가능케 한다. 대안으로서, 스프링은 신장 없이 방사상으로 늘어나 유액이 스프링의 코일을 통하여 위핑하는 것을 가능케 한다. 나아가, 당업자에 의해 이해되는 바와 같이, 스프링은 세로방향으로 및 방사상으로 늘어날 수 있어 유액의 위핑을

허용한다. 유리하게, 스프링 코일사이에서 유액은 튜브(82)의 말단인 스프링부, 즉 주입부의 길이 및 원주 전체를 통하여 실질적으로 균일하게 분배된다. 카테터(80)는 높거나 낮은 흐름속도의 유액 공급을 위해 사용될 수 있다.

[0048] 사용시, 카테터(80)는 해부학적 영역에 삽입되고 스프링(84)은 액상 치료제가 공급되어지기를 원하는 영역이 된다. 스프링은 처음에는 도 10a에 나타난 바와 같이 비 신장상태이다. 유액이 카테터(80)의 튜브(82)의 근위 단부으로 도입되고 스프링(84)을 통해 흘러서 스탭(86)까지 도달한다. 유액이 연속하여 튜브(82)의 근위 끝으로 도입됨에 따라 유액이 스프링(84)의 내부에 축적된다. 스프링(84)이 유액으로 채워지면, 유액 압력이 보다 빨리 증가한다. 유액은 스프링 코일 상에 방사상 바깥쪽으로 작용하는 힘을 부여한다. 압력이 쌓이면, 바깥쪽으로의 힘이 보다 커진다. 일단 유액 압력이 역치 분배압에 도달하면, 바깥쪽으로의 힘이 스프링코일을 약간 분리되게 하여, 도 10b에서 보이는 바와 같이, 스프링이 세로방향으로 신장하게 된다. 대안적으로, 전술한 바와 같이, 코일이 방사상으로 분리될 수 있다. 이어서, 유액은 분리된 코일을 통하여 흘러 카테터(80)로부터 분배된다. 나아가, 분배는 유리하게는 카테터(80)의 주입부 전체에 걸쳐서 균일하다. 유액이 연속적으로 튜브(82)로 도입되기 때문에, 스프링(84)은 신장상태를 유지하여 연속적으로 유액을 인체 내의 원하는 부위에 분배하게 된다. 만일 유액 도입이 일시적으로 중단된다면, 스프링(84) 내의 유액 압력이 역치 분배압 이하로 내려갈 수 있다. 상기의 경우, 스프링은 수축하여 코일이 다시 한번 인접하게 되어 유액이 더 이상 분배되지 않는다.

[0049] 여러 개의 스프링 형태가 본 발명의 목적을 달성할 수 있다. 적절한 스프링 형태는 쉽게 구입할 수 있는 316L 또는 402L이다. 바람직한 형태에서, 스프링(84)은 그 길이를 따라 인치당 200 코일을 갖는다. 상기 형태에서, 스프링은 유리하게 내부로부터 유액이 새는 일 없이 고도의 굽힘을 지탱할 수 있으며, 단지 극도의 굽힘만이 인접 코일을 분리시킬 것이다. 따라서, 스프링(84)은 유액이 새도록 하지 않으면서 해부학적 영역 내에서 상당히 굽혀질 수 있으므로, 인체 내에서 한 부분에만 유액을 분배할 수 있다. 스프링(84)은 카테터(80)의 주입부의 길이를 정하기 위해 요구되는 임의의 길이를 가질 수 있다. 스프링은 강도, 유연성 및 안전성을 적절히 고려하여 각종 재료로부터 형성될 수 있다. 바람직한 재료는 스테인리스강이다. 바람직한 형태에서, 스프링의 내부 및 외부 직경은 각각 약 0.02인치 및 0.03인치이고, 스프링 와이어는 약 0.005인치의 직경을 가진다. 스프링(84)의 근위 단부는 바람직하게는 튜브(82)의 원위 단부 내에서 동심원적으로 둘러싸여 있다. 스프링은, 예를 들어 UV 접착제, 수용재료(potting material), 기타 다른 접착재료를 사용하여 튜브(82)의 내벽에 붙을 수 있다. 대안으로서, 스프링은 튜브(82) 내에 땜질(solder)되거나, 근위의 플러그로 꼭 맞추어져 튜브(82)로 빠빠하게 끼워질 수 있다.

[0050] 튜브(82) 및 스탭(86)은 유연성, 경량, 강도, 평활성 및 안전성을 적절히 고려하여 임의의 다양한 재료로부터 형성될 수 있다. 적절한 재료는 나일론, 폴리이미드, 텐플론 및 당업자에게 공지된 기타 재료를 포함한다.

[0051] 도 11은 본 발명의 또 다른 구현예에 따른 카테터(90)를 도시한다. 카테터(90)는 단부가 막힌 튜브(92) 및 튜브(92) 내부에서 동심원적으로 둘러싸여 튜브와 스프링내에서 내강을 정하는 "위팡" 관형 코일 스프링(94)을 포함한다. 복수개의 출구공(96)이 튜브의 측면 벽에, 튜브(92)의 길이를 따라 제공된다. 출구공(96)을 포함하는 튜브(92)의 길이는 카테터(90)의 주입부를 정한다. 출구공(96)은 바람직하게는 주입부의 벽 전체에 걸쳐 제공된다. 주입부는 요구되는 임의의 길이를 가질 수 있다. 바람직한 형태에서, 인접한 구멍(96)간의 축방향 간격은 약 0.125 내지 0.25인치의 범위 내이며, 보다 바람직하게는 약 3/16인치이다. 인접한 구멍(96)은 각도적으로 약 120° 정도 떨어져서 위치하는 것이 바람직하다. 스프링(94)은, 바람직하게는 카테터의 주입부 내에서 둘러싸여 있으며, 도 9, 도 10a 및 도 10b의 구현예의 스프링(84)과 유사한 형태를 가진다. 스프링(94)은 바람직하게는 주입 부분보다 길고, 모든 출구공(96)이 스프링(94)에 인접하도록 위치된다. 상기 형태에서, 유액은 스프링 코일간을 흐름이 없이는 내강을 벗어나지 못하게 된다. 바람직하게는 스탭을 튜브에 부착하여 튜브의 말단 끝을 닫도록 한다. 대안으로서, 튜브(92)는 막힌 원위 단부를 가지도록 할 수 있다. 카테터(90)는 높거나 낮은 유속의 유액 운송을 위해 사용될 수 있다.

[0052] 사용시, 카테터(90)는 해부학적 영역으로 삽입되어, 주입부가, 액상 치료제가 운송되기를 원하는 부분에 놓이도록 한다. 유액은 카테터(90)의 튜브(92)의 근위끝으로 도입되고 스프링(94)을 통하여 흘러 튜브(92)의 막힌 원위 단부에 도달한다. 유액이 연속적으로 튜브(92)의 근위 단부로 도입됨에 따라, 유액이 스프링(94)에 축적된다. 마침내, 스프링(94)이 유액으로 채워지고, 유액 압력이 올라가 도 9, 도 10a 및 도 10b의 구현예와 연관되어 앞서 서술된 바와 같이 스프링 코일들을 통하여 유액이 새어나오게 된다. 나아가, 유액은 스프링(94)의 길이 및 원주 전체에 걸쳐 실질적으로 균일하게 스프링코일을 통해 흐른다. 이어서, 유액은 주입부의 출구공(96)을 통하여 흐름에 의해 튜브(92)를 벗어나게 된다. 출구공은 바람직하게는 동일한 크기로 하여 유액이

출구공을 통하여 실질적으로 같은 속도로 흐르게 함으로써, 유리하게는 인체의 요구되는 영역 전반에 걸쳐 일 반적으로 균일한 유액의 분배를 가져오게 된다. 유액이 연속적으로 카테터(90)로 도입되므로, 스프링(94)은 신장된 상태로 남아 카테터로부터 연속적으로 유액을 분배하게 된다. 만일 유액 도입이 일시적으로 중단된다면, 스프링(94) 내의 유액 압력이 역치 분배압 이하로 내려갈 수 있다. 상기의 경우, 스프링은 수축할 수 있어, 코일이 다시 한번 인접하게 되고, 유액이 더 이상 분배되지 않는다.

[0053] 바람직한 구현예에서, 스프링(94) 및 튜브(92)는 스프링의 전체 길이를 따라 접촉하고 있어, 스프링을 통해 새어나오는 유액이 주입부의 구멍(96)을 통해 흐르도록 한다. 바람직하게는 스프링(94)의 한쪽 끝이 튜브(92)의 내벽에 붙어있어, 스프링이 신장됨에 따라 스프링의 다른 한쪽 끝이 변위되도록 한다. 스프링은, 예를 들어 UV 접착제, 수용재료(potting material), 기타 다른 접착재료를 사용하여 튜브(92)에 붙을 수 있다. 대안으로서, 스프링의 한쪽 끝은 튜브(92)의 내벽에 땀질할 수 있다. 튜브(92)는 임의의 적당한 재료로부터만 들어질 수 있다. 튜브(92)의 내벽은 바람직하게는 평활하여 스프링이 자유롭게 신장되고 수축될 수 있다.

[0054] 도 12는 본 발명의 또 다른 구현예에 따른 카테터(100)를 도시한 것이다. 카테터(100)는 튜브(102)의 안쪽 벽에 복수개의 출구공(104)을 가진 말단이 막힌 튜브(102)로 이루어져 있다. 튜브(102)의 출구공(104)을 가진 부분은 카테터(100)의 주입부를 정한다. 출구공(104) 크기는 개구(opening)의 합쳐진 면적이 임의의 다른 흐름-제한 단면 또는 카테터의 오리피스의 면적보다 작도록 한다. 따라서, 출구공(104)은 카테터(100)의 흐름-제한자이다. 사용시, 카테터는 유리하게 유액을 실질적으로 모든 출구공(104)을 통해 분배한다. 튜브(102)의 근위 단부으로 도입된 유액은 튜브를 통해 홀러 튜브의 막힌 원위 단부에 도달한다. 이 시점에서 유액은 카테터의 주입부에 축적된다. 유액은 출구공(104)의 작은 크기 때문에 실질적으로 출구공(104)을 통해 흐르지 못하게 된다. 마침내, 카테터의 주입 부분이 유액으로 채워진다. 유액이 연속적으로 튜브(102)의 근위 단부으로 도입됨에 따라 유액 압력이 형성되기 시작한다. 이 시점에서 압력이 충분히 높아 유액을 출구공(104)을 통해 밀어내게 된다. 나아가, 유액은 실질적으로 모든 출구공(104)을 통하여 흐른다.

[0055] 본 바람직한 구현예에서, 출구공은 모두 동일한 크기를 가진 유액이 실질적으로 모든 구멍을 통하여 실질적으로 동일한 속도로 분배된다. 출구공(104)은 바람직하게는 레이저로 천공하여 매우 작은 세공직경을 달성한다. 출구공(104)의 바람직한 직경은 약 0.0002인치 또는 약 5미크론이다. 수많은 출구공(104)이 튜브(102) 내에 제공된다. 구멍은 유리하게 카테터(100)의 주입 부분의 원주 전체를 통하여 공급되어 해부학적 영역 전반에 걸쳐 유액을 보다 균일하게 운송한다. 인접한 출구공(104)사이의 바람직한 축방향의 간격은 약 0.125 내지 0.25인치의 범위내이고, 보다 바람직하게는 약 3/16인치이다. 카테터(100)은 높거나 낮은 유속의 유액 운송을 위해 사용될 수 있다. 튜브(102)는 당업자에게 공지되어 있고 앞서 논의된 각종 재료로부터 형성될 수 있다.

[0056] 도 13은 본 발명의 또 다른 구현예에 따른 카테터(200)를 도시한 것이다. 카테터(200)은, 전술한 구현예에서와 같이, 카테터의 주입부를 따라 튜브 내에 복수개의 출구공(204)을 가진 튜브(202)를 포함한다. 구멍(204)은 바람직하게는 튜브(202)의 원주 전체에 걸쳐 제공된다. 다공성 재료로 만들어진 연장된 부재(206)가 튜브(202)에 의해 둘러싸여 있다. 바람직하게, 부재(206)는 일반적으로 원통형 모양이고 고체이다. 바람직하게는 부재(206)는 튜브(204)내부에 위치하여 고리형 공간(208)이 부재(206)의 바깥쪽 표면과 튜브(202)의 내부 표면사이에 형성된다. 바람직하게는, 부재(206)는 튜브(202)의 원위 단부(210)로부터 뒤쪽으로 카테터의 주입영역의 근위 점에까지 이른다. 대안으로서, 부재(206)는 주입부의 일부에만 계속될 수 있다. 부재(206)는 바람직하게는 일반적으로 튜브(202)와 중심을 공유하나, 편심성의 경우에도 본 발명의 목적을 달성할 수 있다. 바람직하게는, 부재(206)는 유연한 소재로 제조되어 환자의 체내에 카테터(200)를 위치시키는 것을 도와주도록 한다.

[0057] 사용시, 튜브(202)내로 흐른 액상치료제는 다공성 부재(206)를 포화시키고 고리형 영역(208) 내로 흐른다. 일단 부재(206)가 포화된 다음, 부재(206)내의 유액은 영역(208)으로 흐르고, 출구공(204)을 통해 카테터(200)의 바깥으로 흐른다. 유리하게는 고리형 영역(208) 전반에 걸쳐 유액 압력이 균일하기 때문에, 유액이 모든 구멍(204)을 통해 실질적으로 균일하게 흐른다. 고리형 영역(208)은 여러 가지 장점을 가지고 있다. 하나의 장점은 이것이 출구공(204)을 통한 흐름의 균일성을 최적화하는 경향이 있는 것이다. 또한, 부재(206)는 다공성 재료로부터 형성되어 약액으로 포화되었을 때 팽창하는 경향이 있다. 상기의 경우, 부재(206)는 고리형 영역(208)으로, 튜브(202)를 누름 없이, 바람직하게 팽창할 수 있다. 이는, 상처 부위의 치료제의 불균일한 출구 흐름을 야기할 수 있는, 튜브(202)의 내부 표면에의 고압 영역의 발생 가능성을 제한한다. 대안으로서, 부재(206)는 팽창하여 튜브(202)와 접촉할 수 있으며, 여전히 본 발명의 목적을 달성한다.

[0058] 부재(206)는 바람직하게는 0.1 - 1.50 미크론의 범위 내, 보다 바람직하게는 약 0.45미크론의 평균 세공 크기를 갖는 다공성 재료로 형성된다. 환형 영역(208)의 방사상 폭 W는 바람직하게는 0 내지 약 0.005미크론의 범

위이고, 보다 바람직하게는 약 0.003미크론이다. 부재(206)는 다공성, 유연성, 강도 및 내구성을 적당히 고려하여 각종 재료로 만들어질 수 있다. 바람직한 재료는 Mentek이다.

[0059] 부재(206)은 접착제의 사용에 의해 튜브(202)내에서 고착될 수 있다. 하나의 구현예에 있어, 도 13에서 보이는 바와 같이, 접착제는 부재(206)의 원위 단부에 발라져서 튜브의 원위 단부(202)의 내부 표면에 본드를 형성한다. 바람직하게, 접착제를 카테터(200)의 주입부의 근위단부에 또는 그 부근에 바른다. 추가로, 접착제는 부재(206)의 세로방향의 임의의 위치에 부재(206)의 원주에 발라서, 튜브(202)의 내부표면과 고리 모양의 본드를 형성하도록 할 수 있다. 예를 들어, 도 13의 구현예에서, 고리 모양의 본드 214는 카테터(200)의 주입부의 바로 근위에 제공된다. 또다른 형태도 가능하다. 예를 들어 도 14는 접착제가 부재(206)의 원위 단부에 적용되어 본드(216)를 만들고, 주입부의 일반적 중앙에 발라 고리 모양의 본드 (218)을 형성하는 구현예를 보여주고 있다. 도 15는 접착제를 부재(206)의 원위 단부에 발라 본드(220)를 형성하는 구현예를 보여준다. 도 16은 접착제를 주입부의 중앙에만 발라 고리모양의 본드(222)를 형성하는 것을 보여준다. 당해 기술분야의 통상의 기술자는 본 명세서의 개시로부터 접착제가 각종 형태로 발라질 수 있다는 것을 이해할 것이다. 따라서, 예를 들어, 카테터의 원위 단부의 접착제(즉, 도 13, 14 및 15의 212, 216 및 220)는 필요하지 않다.

[0060] 본 발명의 현재 최상의 형태는 바람직하게는 2개의 본드, 즉, 가장 근위 쪽의 세공에 하나 및 가장 말단부의 세공에 하나가 포함된 것이다. 각각의 본드는 이하 기술하는 바와 같이 접착제로 만들어진다.

[0061] 고리 모양의 본드(214)는 부재(206)가 튜브(202)내에 있을 때, 액상 접착제를 출구공(204) 중 어느 하나를 통해 부어 넣음에 의해 형성될 수 있다. 접착제는 일반적으로 고점도여서 부재의 봉통으로 보다는 원주 주위를 따라서 흐르는 경향이 있다. 접착제는 따라서 튜브(202)와 고리모양의 본드를 형성하고, 이는 당업자에게 이해될 것이다. 또한, 접착제는 그것이 부어진 출구공(204)을 메꾼다. 각종의 접착제가 받아들여질 수 있으나, 바람직한 접착제는 Loctite이다.

[0062] 전술한 바와 같이, 부재(206)는 바람직하게는 튜브(202)와 중심을 공유한다. 도 17은 튜브(202) 내에 부재(206)가 동심원적으로 둘러싸인 카테터(200)의 단면을 보여주는 것이다. 대안으로서 도 18에 나타난 바와 같이 부재(206)는 튜브(202)에 인접하게 위치할 수 있다. 도 18의 형태는, 부재(206)가 튜브(202) 내에서 중심을 맞출 필요가 없으므로, 도 17의 그것보다 만들기 쉽다.

[0063] 당해 기술분야의 통상의 지식을 가진 자는 본 명세서의 개시로부터 부재(206)가 요구되는 임의의 길이일 수 있고, 카테터의 주입부의 요구되는 임의의 길이를 따라 연장될 수 있는 것을 이해할 것이다. 예를 들어, 부재(206)는 튜브(202)의 원위 단부까지 신장될 필요는 없다. 나아가, 부재(206)의 근위 단부는 주입부의 근위 단부에 대하여 원위부 또는 근위부가 될 수 있다.

[0064] 상기 구현예의 임의의 카테터가 사용된 경우, 카테터는 우선 카테터 튜브의 내부에 공기를 가진다. 예를 들어, 도 13에 나타난 카테터(200)은 부재(206)의 다공성 재료의 내부에 공기를 가질 수 있다. 카테터의 액상 치료제의 도입은 공기를 출구공 바깥으로 흘러나가게 한다. 그러나 이것은 수 시간이 걸린다. 만일 카테터가 공기가 있는 채 환자에게 삽입되고 액체 의약이 카테터로 도입된다면, 환자의 상처 부위는 카테터 튜브로부터 공기가 제거되기 전에는 거의 투약을 받지 못한다. 따라서, 환자에게 카테터를 삽입하기 전에 카테터를 통해 액상 치료제를 흐르게 하여 카테터가 사용되기 전 카테터로부터 공기를 제거하는 것을 확실히 하는 것이 바람직하다. 나아가, 도 19에 참조된 바와 같이, 공지된 바와 같은 카테터(200)의 근위 측 주입 부(226)을 통속에 넣은 공기 필터(224)를 카테터에 삽입할 수 있다. 필터 (224)는 바람직하지 않은 공기가 카테터(200)의 주입부에 들어가는 것을 막는다.

[0065] 도 20 및 도 21은 신장된 출구공 또는 슬롯을 가진 카테터를 도시한 것이다. 상기 카테터는 앞서 보여지고 전술된 카테터 대신 사용될 수 있다. 도 20은 튜브 (230)의 세로방향으로 연장된 출구공 또는 슬롯을 가진 튜브 (230)를 보여준다. 슬롯(232)은 바람직하게는 튜브(230)의 원주 전체에 걸쳐, 카테터의 주입부를 따라 제공된다. 작은 출구공과 비교하여, 신장된 슬롯(232)은 유액에 의해 경험되는 흐름 임피던스를 감소시켜 카테터를 벗어나는 유액의 유속을 증가시키는 경향이 있다. 바람직하게는 슬롯 232는 카테터(200)의 구조적 완전성을 손상시키지 않도록 카테터 몸체상에 세로방향으로 배향될 수 있는 데 이는 당업자에 의해 쉽게 이해될 수 있다.

[0066] 도 21은 말단 방향으로 튜브의 길이를 따라 길이가 증가하는 출구공 또는 슬롯(236)을 가진 튜브(234)를 보여준다. 도시된 구현예에서, 상기 튜브(234)의 주입부의 근위 단부에 가까울수록 주입부의 원위 단부에 가까운 슬롯보다 길이가 짧다. 도 8의 구현예에 나타난 바와 같이, 카테터 튜브(234)는, 유리하게, 비교적 높은 유속 조건 하에서 실질적으로 모든 출구 슬롯(236)을 통하여 실질적으로 균일한 유액 공급을 제공한다. 이것은 보

다 더 말단 쪽의 슬롯이 더 큰 크기가 증가하는 흐름 저항 및 압력 강하를 보상하기 때문이다. 다시 말해, 보다 더 말단 측의 슬롯이 보다 더 근위 측의 슬롯보다 크기 때문에 보다 더 말단 측의 슬롯을 통한 유속이, 근위 측 슬롯과 동일한 크기인 경우보다 더 크기 때문이다. 유리하게, 슬롯(236)은 점진적으로 증가하는 길이로 제공되며, 이는 실질적으로 균일한 유액 공급을 가져온다. 나아가, 연장된 슬롯은 도 20의 구현예에 나타난 바와 같이 일반적으로 보다 높은 탈출 유속을 가져온다.

[0067] 카테터의 상기 구현예에 있어, 당업자에 의해 이해될 바와 같이, 개시된 내강의 내부 또는 인접한 곳에 독립적인 가이드 와이어 내강이 제공될 수 있다.

[0068] 본 발명의 카테터는 각종 의약 용도로 사용될 수 있다. 도 22에 관하여, 예시적 응용에 있어 카테터(20)(참조 번호 20은 카테터를 구별하기 위해 사용된 것으로, 상기 기술된 카테터의 어떤 것도 사용될 수 있다)은 정맥 또는 동맥(242)의 내부에 혈액 응고(240) 내로 삽입된다. 바람직하게는 카테터의 주입부가 혈액응고(240) 내에 있다. 바람직하게는 액상 치료제가 카테터튜브의 근위 단부로 도입된다. 유리하게, 카테터(20)의 의약이 동일한 유속으로 주입부 전체를 통해 빠져나와 혈액응고(240)를 용해시킨다.

[0069] 도 23 및 도 24는 카테터(250)의 다른 바람직한 실시예를 나타낸 것이다. 도 23에 나타낸 바와 같이, 상기 카테터(250)는 긴 카테터 몸체 또는 튜브(254) 및 긴 외부 관형 다공성 막(outer elongated tubular porous membrane) 또는 튜브 덮개(tube sheath)(252)로 구성되는 것이 바람직하다. 상기 긴 튜브(254)는 도 1의 유액 공급부(34)와 유사한 유액 공급부와 연통하는 중앙 내강(central lumen)(268)을 구비하는 것이 바람직하다.

[0070] 상기 관형 막(252)은 긴 튜브(254)의 길이(255)를 커버하고, 긴 튜브(254)의 원위 단부(distal end)(262)에 가까운 거리(253)(근위부(proximal))에 위치되어 있는 것이 바람직하다. 일 실시예로, 상기 길이(255)는 약 2.40인치이고, 상기 거리(253)는 약 0.10인치이다. 다른 실시예로, 상기 길이(255)는 약 2.50인치이다. 또 다른 실시예로, 상기 길이(255)는 약 5.00인치이다. 또한 부가적인 다른 실시예로, 상기 길이(255) 및 거리(253)는 카테터(250)가 특정의 해부학적 고려를 통해 일반적으로 맞게 변경될 수 있다.

[0071] 도 23a에 나타낸 바와 같이, 상기 관형 막(252)은 긴 튜브(254)의 일부분을 둘러싸, 상기 튜브(254)의 외면 및 관형 막(252)의 내면 사이에 환형 틈새공간(270)이 형성되는 것이 바람직하다. 바람직한 실시예로, 상기 튜브(254)는 관형 막(252)과 동심원을 이룬다. 바람직한 실시예로, 상기 공간(270)은 약 0.007인치 이하의 반경방향 치수를 갖는다. 다른 실시예로, 상기 공간(270)은 0.002 내지 0.007 인치 사이의 반경방향 치수를 가질 수 있다. 그러나 몇몇 배치에서, 상기 공간(270)은 최소화되거나, 상기 관형 막(252)의 내면은 튜브(254)의 외면과 접촉될 수 있다.

[0072] 상기 관형 막(252) 내에서 둘러싸이는 튜브(254)의 일부분에는 복수개의 유액 출구공(266)이 제공된다. 상기 출구공(266)은 튜브(254) 둘레부의 전체 원주부를 걸쳐 위치되는 것이 바람직하다. 상기 출구공(266)을 포함하는 튜브(254)의 일부분은 카테터(250)의 주입부를 형성한다. 상기 관형 막(252)은 주입부의 길이(255)만을 따라 제공되는 것이 바람직하다. 그러나 다른 배치로, 상기 관형 막은 주입부 보다 길게 이루어질 수 있다. 또한 다른 실시예로, 본 기술분야의 당업자에게 명백하게 상기 카테터(250)의 주입부에 가이드 와이어 및/또는 가이드 와이어 내강이 추가적으로 제공될 수 있다.

[0073] 상기 튜브(253)는 해부학적 계에 대한 비반응성, 유연성, 경량, 강도, 평활성 미 안전성을 적절히 고려하여 나일론, 폴리이미드(polyimide), 폴리테트라플루오르에틸렌(petf) 및 당업자에게 공지된 기타 재료와 같이 각종 적절한 재료로 형성될 수 있다. 바람직한 형태에 있어, 튜브(254)는 바람직하게 내경 및 외경이 각각 0.019인치 및 0.031인치인 20 게이지의 카테터 튜브이다.

[0074] 상기 튜브(254)의 출구공(266)은 직경이 약 0.015인치인 것이 바람직하고, 튜브(254)를 따라 축방향으로 동일하게 위치하도록 제공된다. 상기 출구공(266)은 바람직하게 모든 홀이 앞선 홀의 각도 위치로부터 튜브(254)의 세로방향 축에 대하여 각도적으로 약 120도를 갖도록 위치한다. 인접한 출구공(266) 간의 세로방향의 분리는 바람직하게 약 0.125 내지 0.25인치의 범위이며, 보다 바람직하게는 약 3/16인치이다. 상기 출구공(266)은 다른 다양한 배치로 제공될 수 있다. 그러나 상기 주입부는 전술한 바와 같이 관형 막(252) 내에서 둘러싸이도록 유지되는 것이 바람직하다. 도 23 및 도 24에 나타낸 실시예는 상처 부위의 대략 선형부(linear segment)를 통해 유액의 정밀하고 균일한 분배를 제공한다.

[0075] 상기 관형 막(252)은 고다공성 재료(hightly porous material)로 이루어진다. 다른 실시예로, 스폰지형 또는 발포형의 재료이거나 중공섬유이다. 상기 관형 막은 박테리아를 여과하기 위하여 약 0.23미크론 이하의 평균

세공크기(pore size) 또는 세공직경(pore diameter)을 구비할 수 있다. 상기 세공직경은 바람직하게 약 0.1 내지 0.5미크론의 범위이며, 보다 바람직하게 약 0.2 내지 0.45미크론의 범위이다. 상기 관형막(242)은 임의의 적절한 재료로부터 형성될 수 있는데, 이때 해부학적 계에 대한 비반응성의 목적을 고려하고, 유연성을 유지하며, 관형 막(252)의 크기 제한(제한조건)내에서 잘 맞으며, 관형 막(252)의 모든 출구공을 통해 유액의 실질적으로 균일한 분배를 이룰 수 있는 다공성을 갖는다. 상기 막(252)에 대한 적절한 몇몇 재료는 폴리에틸렌, 폴리설폰, 폴리에테르설폰, 폴리프로필렌, 폴리비닐리덴디플로라이드, 폴리카아보네이트, 나일론, 고밀도 폴리에틸렌 또는 폴리테트라플루오르에틸렌이다. 바람직하게 상기 관형 막(252)은 튜브(254)는 바람직하게 내경 및 외경이 각각 0.042인치 및 0.045인치인 19 게이지이다.

[0076] 도 24에 나타낸 바와 같이, 상기 관형 막(252)은 원위(diatal) 및 근위(proximal) 관형부 또는 칼라(collar)(264, 265)에 의하여 튜브(254)에 고정되는 것이 바람직하다. 상기 관형부(264, 265)는 튜브(254) 및 관형 막(252)의 단부에 부착되는 주름(shrink)판을 포함한다. 또한 상기 튜브(264, 265)는 관형 막(252)을 튜브(254)에 고정하는데 사용되도록 당업자에게 공지된 록타이트(Loctite), 에폭시 또는 다른 수단과 같은 접착제를 이용할 수 있다. 예를 들면 상기 관형 막(252)은 관형부(264, 265)의 사용 없이 열적 또는 화학적 본딩에 의하여 튜브(254)에 고정될 수 있다.

[0077] 사용시, 카테터(250)는 그 카테터(250)의 관형 막(252)에 대략 인접하는 해부학적 계의 영역으로 유액을 전달한다. 상기 유액이 중앙 내강(268)을 통해 주입부로 흐름에 따라, 먼저 유액은 출구공(266)을 통해 공간(270)으로 흐른다. 그런 다음 상기 공간(270) 내의 유액은 관형 다공막(252)으로 빨려들어간다. 상기 관형 막(252)의 벽이 포화되면, 유액은 관형 막(252)을 통과하고, 카테터(250)로 빠져나간다. 또한 상기 유액은 관형 막을 통해 그 관형 막(252)의 표면적에 걸쳐 실질적으로 균일하게 효과적으로 통과하여, 그 관형막(252)의 길이(255)를 따라 실질적으로 균일하게 통과된다. 그러므로 상기 유액은 해부학적 상처부 위에 실질적으로 동일한 비율로 분배된다. 또한 이러한 작용효과는 저압 및 고압 유액 분배 모두에서 달성된다.

[0078] 도 25 내지 도 27은 참조부호 272로 나타낸 다른 실시예의 주입 카테터를 나타낸 것이다. 바람직하게 상기 카테터(272)는 원위부 바이오-비흡수부 즉 다공 관형부(280)에 연결되는 비다공 관형부(non-porous tubular section) 또는 튜브(282)를 포함한다. 상기 다공 관형부(280)은 내부 내강(interior lumen)(281)을 구비하고, 상기 비다공 튜브(282)는 내부 내강(283)을 구비한다. 상기 비다공 튜브(282)는 카테터(272)의 비 주입부(non-infusing section)(274)를 형성하고, 도 25에 나타낸 바와 같이 유액 공급부(283)로부터 결합부(junction) 또는 접합부(joint)(278)까지 연장되는 것이 바람직하다. 유사하게 상기 다공 관형부(280)는 카테터(272)의 주입 부(276)을 형성하고, 접합부(278)로부터 원위 단부(284)까지 연장하는 것이 바람직하다. 바람직하게 상기 원위 단부(284)는 다공 관형부(280) 내에서 내강(281)의 원위 단부를 형성하는 팀(284a)에 의하여 형성된다.

[0079] 도 26 및 도 26a에 나타낸 바와 같이, 상기 접합부(278)는 관형부(280) 내에서 내강(281)의 근위 단부(proximal end)(287)로 삽입되는 튜브(282)의 원위 단부(285)로 구성되는 것이 바람직하다. 바람직하게 상기 튜브(282)와 관형부(280)의 오버랩면 사이에는 그 두 튜브(280, 282)를 서로 유지하도록 적절한 타입의 의료 접착제(medical adhesive)가 제공된다. 상처를 봉합하기 위하여 사용되는 의료 "아교(glue)"와 같은 생체친화성(biocompatible) 접착제의 다양성은 고려될 수 있다. 도 26a에 나타낸 바와 같이, 상기 관형부(280)의 근위 단부(287)는 거리(286)로 원위 단부(285)와 오버랩된다. 상기 거리(286)은 적어도 약 0.02인치인 것이 바람직하다. 보다 바람직하게는 상기 거리(286)는 적어도 약 0.03인치이며, 다른 실시예로서 상기 거리(286)는 접합 강도의 요구 레벨을 달성하도록 변화될 수 있다. 전술한 오버랩 거리는 튜브(282)와 관형부(280) 사이의 확실한 접합을 제공할 수 있기 때문에 바람직하다. 그러나 상기 오버랩부가 카테터(272)의 전체 유연성을 억제하지 않도록 상기 오버랩 거리는 약 0.25인치를 초과하지 않는 것이 바람직하다.

[0080] 상기 튜브(282)는 해부학적 계에 대한 비반응성, 유연성, 경량, 강도, 평활성 및 안전성을 적절히 고려하여 나일론, 폴리이미드(polyimide), 폴리테트라플루오르에틸렌(petf) 및 당업자에게 공지된 기타 재료와 같이 각종 적절한 재료로 형성될 수 있다. 바람직한 실시예로, 약 0.035인치 이상의 외경을 갖는 것이 바람직하며, 20 게이지의 카테터 튜브로 구성된다.

[0081] 상기 관형부(280)는 약 0.042인치의 외경을 가지며, 도 26a에 나타낸 바와 같이 내강(281)의 근위 선단(287) 내에서 튜브(282)의 원위선단(285)이 적절히 끼워맞춰질 수 있는 사이즈의 내경을 갖는 것이 바람직하다. 바람직한 일 실시예로, 상기 관형부(280)는 박테리아를 여과할 수 있도록 약 0.23미크론 이하의 평균 세공크기 또는 세공직경을 갖는 고다공성 재료로 구성된다. 상기 세공직경은 약 0.1미크론 내지 약 0.5미크론의 범위를

갖는 것이 바람직하며, 약 0.2 내지 0.45미크론의 범위 내로 이루어지는 것이 보다 바람직하다.

[0082] 여기에서 사용된 바와 같이, 다공성 재료 또는 다공성 막은 물질(substance)이 통과하는 영역에서 적어도 적은 양의 저항으로 통과하도록 구성되는 재료 또는 부재로 이루어지는 것이 바람직하다. 상기 다공성 재료 또는 막은, 재료를 통한 물질의 통과 속도를 천천히 하기 위하여 유액이 구부러지고(torturous), 비선형(non-linear)인 루트를 통과하는 특성을 달성하거나 향상시키도록 조절되고, 또는 고유성(inherent property)을 갖는 재료로 구성된다. 또한 상기 다공성재료 또는 부재는 물질의 단일 문자의 크기 또는 문자의 단위 그룹(unitary grouping)의 크기에 인접한 세공직경의 크기를 구비함으로써 물질의 확산 비율(diffusion rate)은 천천히 이루어질 수 있어, 일시에 어느 하나의 세공을 통해 많은 수의 문자 또는 단위 문자그룹이 통과하게 된다. 일반적으로 상기 다공성 재료 또는 부재는 재료 자체를 통해 미크로 단위의 통과의 결과 및 예를 들면 레이저 드릴링(laser drilling)과 같은 정교한 가공에 의하여 재료 또는 막을 통해 형성되는 직접적인 통과의 결과가 아닌, 물질의 흐름의 요구되는 조절을 달성할 수 있다. 이러한 다공성 재료 또는 막과, 이를 통해 수동적으로 형성되는 복수개의 구멍을 구비한 부재 사이의 특징은 본 기술분야의 당업자에게 명백한 것이다.

[0083] 다른 실시예로, 상기 관형부(280)는 전술한 바와 같이 복수개의 출구공이 제공된 비 다공성 재료로 이루어질 수 있다. 이들 출구공은 전술한 어느 실시예에 따라 관형부(280)에 채용될 수 있음을 알 수 있다. 또한 상기 관형부(280)는 임의의 바람직한 길이를 구비할 수 있다. 일 실시예에서, 상기 관형부(280)는 약 5인치의 길이를 가지며, 상기 관형부(280) 및 비 다공성 튜브(282)는 약 20인치의 통합길이를 갖는다. 상기 관형부(280)의 구성은 관형부(280)의 길이를 따라 유액의 균일한 전달을 제공하며, 그러므로 치료 유액과 같은 유액을 절개 등의 긴 상처부위로 전달하는데 특히 유용하다.

[0084] 다공성에 부가하여 상기 관형부(280)를 구성하는 재료는 전술한 바와 같이 바이오 피흡수성 재료가 바람직하다. 일 실시예로, 상기 관형부(280)를 구성하는 재료는 삽입후 약 5일 내지 7일 사이의 범위에서 환자 인체로 분해될 수 있다. 이 기간 동안, 상기 환자 인체는 접합부(278)의 강도가 감소되도록 바이오 피흡수성 재료를 처리한다. 이러한 접합부(278)의 약화는 관형부(280)로부터 비 다공성 튜브(282)의 분리를 용이하게 하고, 이후 상처 내에 다공성 관형부(280)의 잔여부(비 흡수부)의 구비를 방해 없이 상처측으로부터 튜브(282)의 제거를 용이하게 한다.

[0085] 상기 카테터(272)는 특히 고통관리 또는 정맥시스템(intravenous system)(즉, 주입펌프)과 관련하여 사용하기에 적합하다. 수술시에, 내과의사 또는 다른 실시자는 카테터(272)를 환자 신체의 상처 부위에 위치시킨다. 전체 관형부(280) 및 튜브(282)의 원위 단부(285)는 환자의 신체를 에워쌀 수 있을 정도로, 관형부(280)는 바람직하게 상처 부위에 삽입된다. 또한, 비바이오 피흡수성 튜브(282)의 원위 단부의 약 0.1 내지 0.4인치의 사이에서 환자를 에워싼다. 보다 바람직하게는, 비바이오 피흡수성 튜브(282)의 원위 단부의 약 0.1 내지 0.5 인치의 사이에서 환자를 에워싼다. 상기 관형부(280)는 카테터(272)를 제 위치에 고정(tack)하도록 상처의 주변 조직에 봉합될 수 있다. 이렇게 함으로써 상기 카테터(272)를 상처 부위에 정확하게 위치결정할 수 있다. 바람직하게는, 상기 카테터(272)를 제 위치에 고정하기에 사용되는 어떠한 봉합체도 바이오 피흡수성(bio-absorbable) 재료로 이루어질 수 있다. 그 결과, 양 관형부(280) 및 봉합체는 신체에 흡수될 수 있다.

[0086] 상기 카테터(272)가 환자에 적절히 부착되는 경우, 상기 튜브(282)의 근위단부는 정맥시스템 또는 유액 공급부에 연결될 수 있다. 상기 카테터(272)는 문제가 되는 원래의 상처 부위에 따라서 유액 또는 다른 약제를 5-7일 또는 이보다 길게 환자에 전달할 수 있는 장점이 있다. 이러한 시간 동안, 상기 관형부(280)는 환자의 신체에 흡수될 수 있다. 상기 관형부(280)가 충분히 흡수되는 경우, 접합부(278)는 약해지고, 비다공성 튜브(282)는 상처 부위로부터 잡아 당겨진다. 상기 접합부(278)는 약해지기 때문에, 상기 튜브(282)를 잡아당겨서 튜브(282)의 원위단부(285)를 관형부(280)의 근위단부에서 분리시킨다. 따라서, 상기 튜브(282)가 제거되는 경우, 상기 관형부(280)는 상처 부위에 남게 되고, 환자의 신체에 흡수된다. 상처 부위에 관형부(280)를 남기면 일반적인 카테터 또는 고통관리 시스템의 제거 및 이용으로 야기될 수 있는 주변 조직에 가해지는 외상양을 적절하게 감소시킬 수 있다.

[0087] 당업자에게 쉽게 이해되는 바와 같이, 본 명세서에 기술된 어떠한 카테터 구현에도 각종 응용에 사용될 수 있는바, 상기 응용은 말초신경차단, intrathecal infusion, 표피성 주입, 및 혈관내주입(intravascular infusion), 정맥내 주입 및 관절내 주입 등뿐만 아니라, 창상 부위의 통증 치료하는 데 사용될 수 있다.

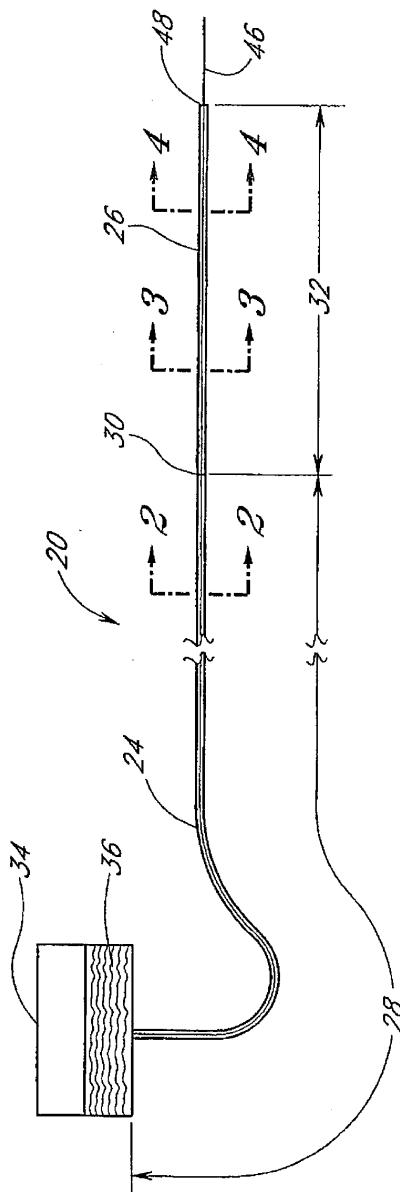
[0088] 추가로, 여기서 개시된 모든 카테터는 주입펌프에 연결되거나 이에 부착되기 위해 고안된 독립적 카테터가 되는 것과 반대로 주입펌프로부터 나온 유액선과 일체가 될 수 있다.

[0089] 본 발명은 특정의 바람직한 구현에 및 실시예의 맥락에서 개시되었으나, 당해 기술분야의 숙련자는 본 발명의

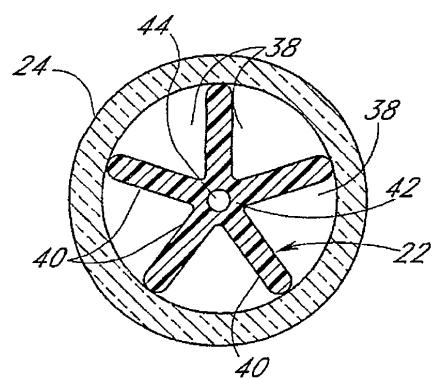
피상적으로 개시된 구현예를 벗어나 다른 선택적 구현예 및/또는 본 발명과 명백한 개량의 사용 및 그들의 균등물에까지 이른다는 것을 이해할 수 있다. 따라서, 여기서 개시된 본 발명의 경계는 개시된 전술한 특정의 구현예에 한정되지 않으며, 이어지는 청구항을 정확히 해석하여 한정되어야 할 것이다.

도면

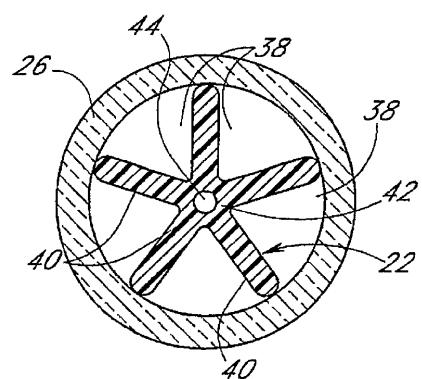
도면1



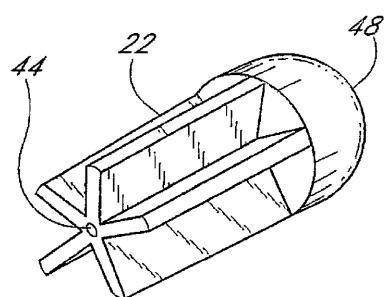
도면2



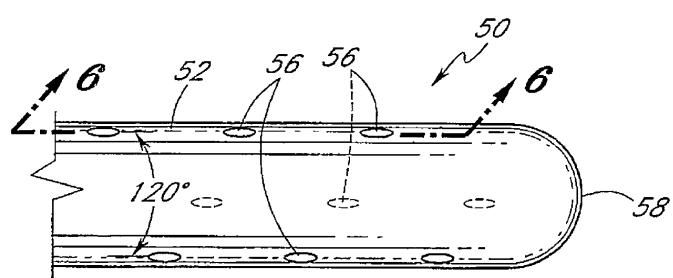
도면3



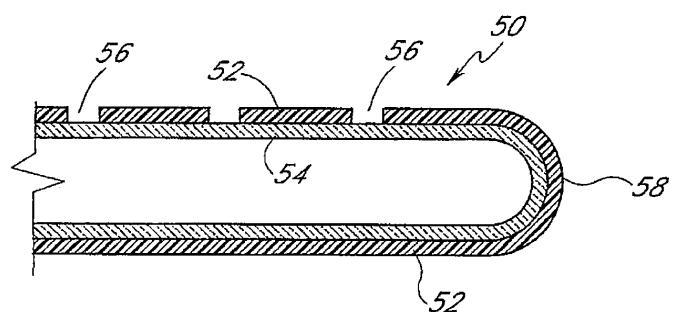
도면4



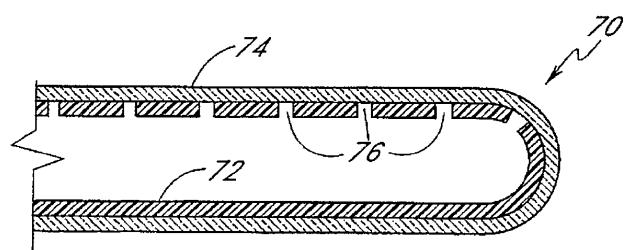
도면5



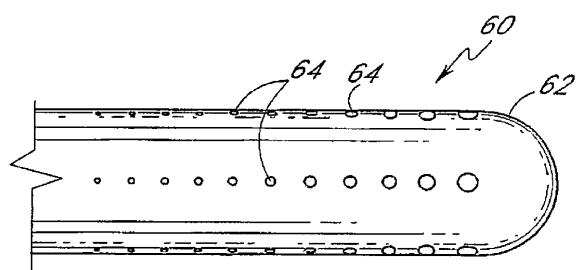
도면6



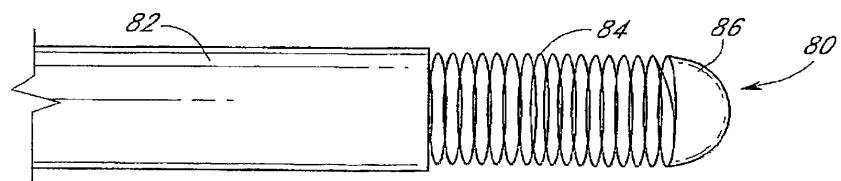
도면7



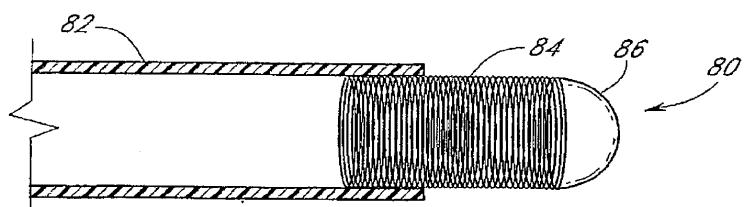
도면8



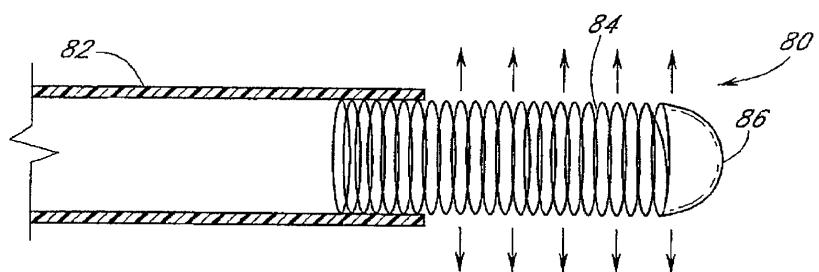
도면9



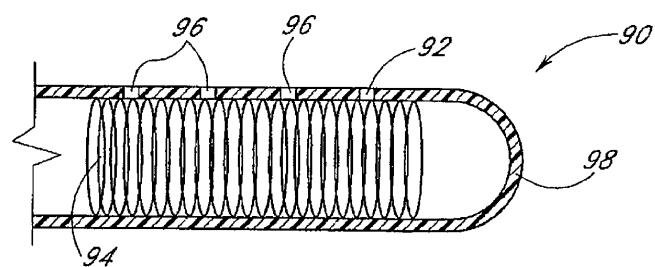
도면10a



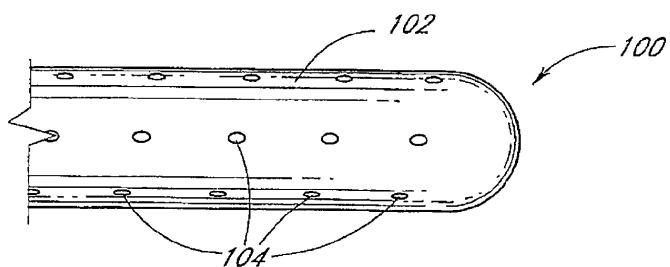
도면10b



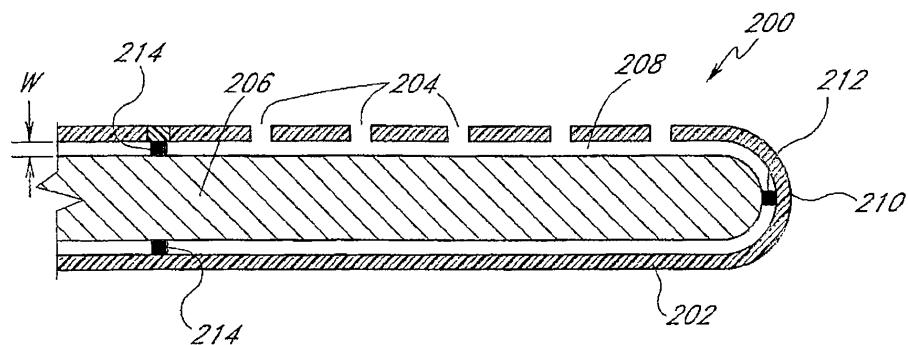
도면11



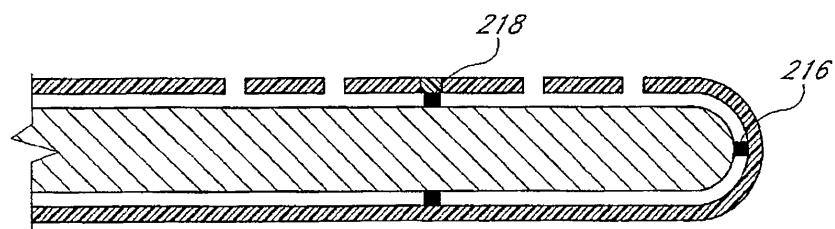
도면12



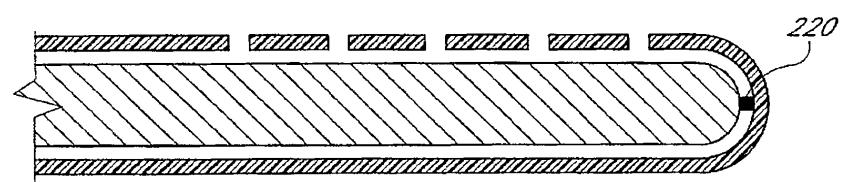
도면13



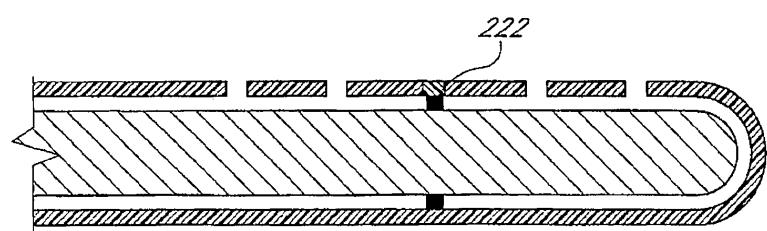
도면14



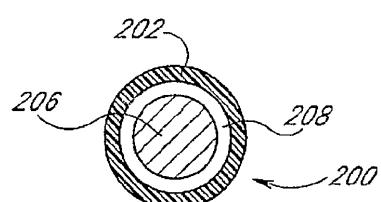
도면15



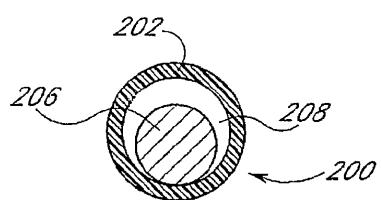
도면16



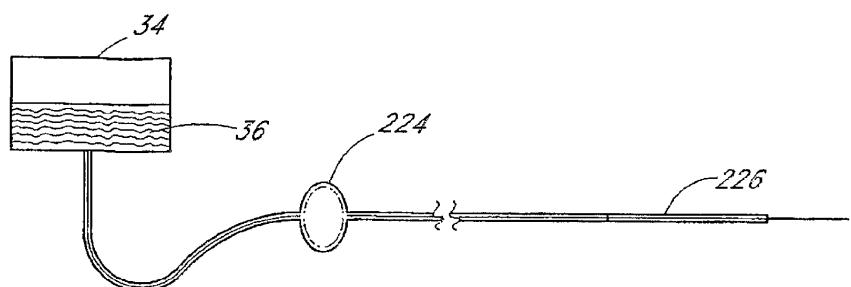
도면17



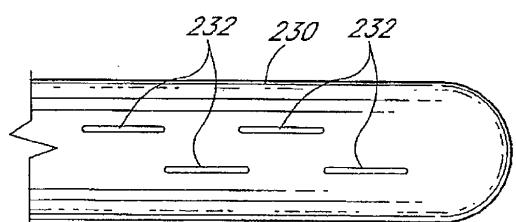
도면18



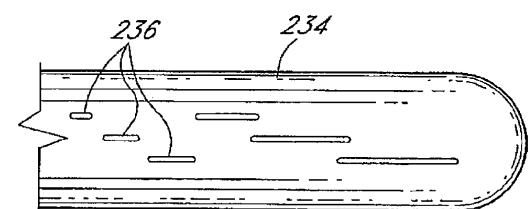
도면19



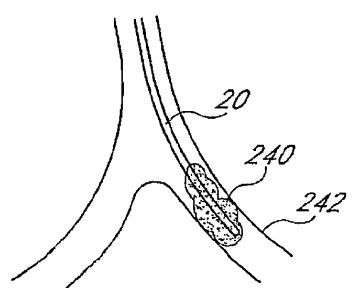
도면20



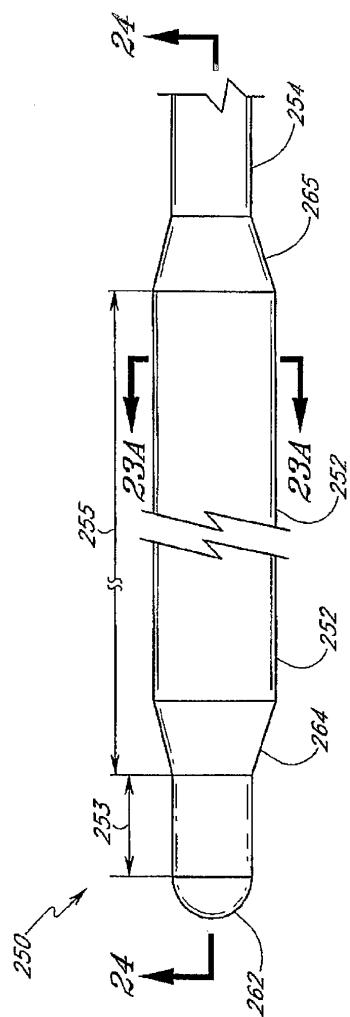
도면21



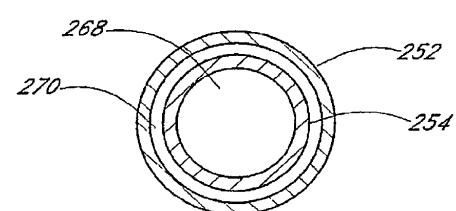
도면22



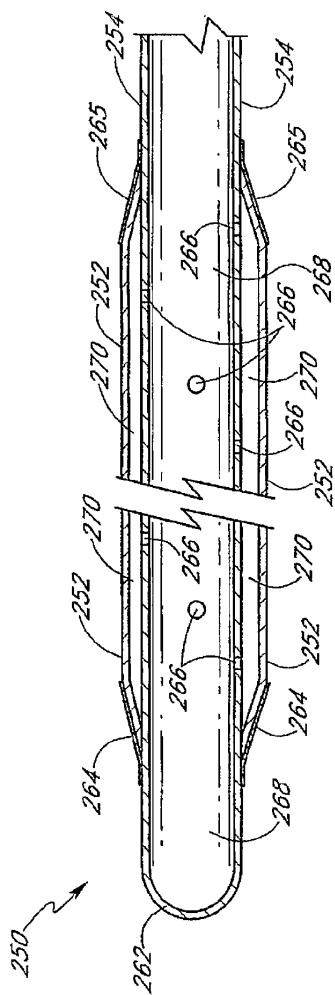
도면23



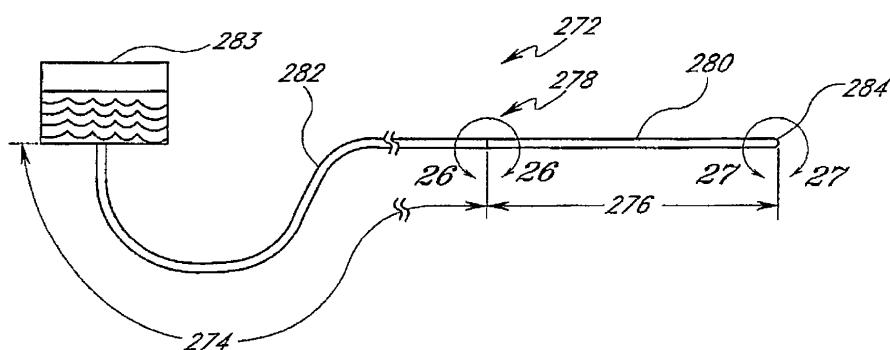
도면23a



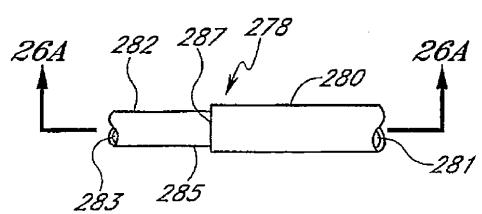
도면24



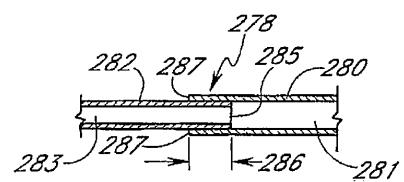
도면25



도면26



도면26a



도면27

