

(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61F 2/82 (2006.01) *A61L 27/34* (2006.01) *B05B 17/06* (2006.01) *A61L 27/04* (2006.01)

(21) 출원번호 **10-2011-0034761**

(22) 출원일자 **2011년04월14일** 심사청구일자 **2011년04월14일**

(65) 공개번호 **10-2012-0117169**

(43) 공개일자2012년10월24일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020060002933 A KR1020100077770 A

KR1020060028695 A

한동근

서울특별시 노원구 상계동 694번지 임광아파트 1-701

2013년04월10일

2013년04월04일

서울특별시 성북구 화랑로14길 5 (하월곡동)

10-1253284

박귀덕

(45) 공고일자

(11) 등록번호

(24) 등록일자

(73) 특허권자

(72) 발명자

서울특별시 노원구 노원로 62, 303동 1201호 (공

릉동, 효성 화운트빌)

한국과학기술연구원

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

리앤목특허법인

전체 청구항 수 : 총 11 항

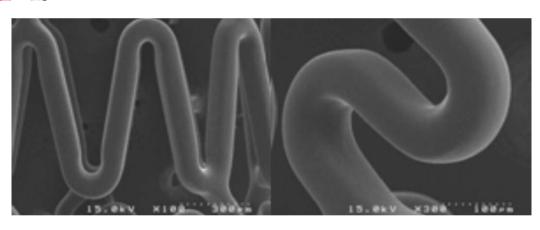
심사관 : 김희승

(54) 발명의 명칭 **스텐트의 표면 개질 방법**

(57) 요 약

본 발명은 스텐트의 표면 개질 방법에 관한 것이다. 일 구체예에 따른 스텐트의 표면 개질 방법을 사용하면, 생분해성 고분자가 코팅된 스텐트의 표면을 더욱 평활하게 개질시킬 수 있다.

대 표 도 - 도1



(72) 발명자

강종희

경기도 남양주시 호평로 149, 중흥 S 클래스 아파 트 1903동 1302호 (호평동)

최지연

서울특별시 송파구 가락로 192, 한양아파트 30동 407호 (송파동)

장부남

충청남도 공주시 정안면 구억말길 15-4

특허청구의 범위

청구항 1

스텐트의 표면에 제1 생분해성 고분자 및 약물의 혼합액을 초음파 분사하여 코팅층을 형성시키는 단계;

상기 코팅층이 형성된 스텐트와 클로로포름 용매를 접촉시키는 단계; 및

25℃ 내지 80℃의 온도 조건에서 상기 용매를 증발시키는 단계를 포함하는 스텐트의 표면 개질 방법.

청구항 2

스텐트의 표면에 제1 생분해성 고분자 및 약물의 혼합액을 초음파 분사하여 코팅층을 형성시키는 단계; 및

상기 코팅층이 형성된 스텐트의 표면에 제2 생분해성 고분자 및 용매를 포함하는 용액을 분사하는 단계를 포함하는 스텐트의 표면 개질 방법.

청구항 3

스텐트의 표면에 제1 생분해성 고분자 및 약물의 혼합액을 초음파 분사하여 코팅층을 형성시키는 단계;

상기 코팅층이 형성된 스텐트를 20℃ 내지 150℃의 온도 조건으로 가열하는 단계를 포함하는 스텐트의 표면 개질 방법.

청구항 4

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 스텐트는 스테인리스 스틸, 코발트-크롬, 백금-크롬, 탄탈륨, 티타늄, 니티놀, 금, 백금, 은 및 그의 합금으로 이루어진 군으로부터 선택되는 금속 재질인 것인 방법.

청구항 5

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 생분해성 고분자는 폴리글리콜산, 폴리-L-락트산, 폴리-D-락트산, 폴리-D,나락트산, 폴리-e-카프로락톤, 폴리락트산-글리콜산 공중합체(PLGA), 폴리-L-락트산-e-카프로락톤 공중합체(PLCL), 폴리에틸렌글리콜, 폴리아미노산, 폴리안하이드라이드, 폴리오르쏘에스테르, 폴리디옥사논, 폴리포스파겐, 셀룰로오스 아세테이트 부틸레이트, 셀룰로오스 트리 아세테이트 및 이들의 공중합체로 이루어진 군으로부터 선택되는 하나 이상인 것인 방법.

청구항 6

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 생분해성 고분자는 2,000 내지 200,000의 분자량을 갖는 것인 방법.

청구항 7

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 생분해성 고분자는 0.01 중량% 내지 20 중량%의 농도인 것인 방법.

청구항 8

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 약물은 치옥트산, 시롤리무스, 파클리탁셀, 리오프로, 텍사메타손, 타크로리무스, 미코페놀릴산, 에스트라디올 및 질소 산화물(nitric oxide)로 이루어진 군으로부터 선택되는 것인 방법.

청구항 9

제2항에 있어서, 상기 용매는 아세톤, 클로로포름, 에틸 아세테이트, 톨루엔, 벤젠, 메틸렌클로라이드, 테트라히드로퓨란, 다이옥산, 아세트 니트릴 및 자일렌으로 이루어진 군으로부터 선택되는 것인 방법.

청구항 10

스텐트의 표면에 제1 생분해성 고분자 및 약물의 혼합액을 초음파 분사하여 코팅층을 형성시키는 단계;

상기 코팅층이 형성된 스텐트와 테트라히드로퓨란 용매를 접촉시키는 단계; 및

25℃ 내지 80℃의 온도 조건에서 상기 용매를 1초 내지 200초 동안 증발시키는 단계를 포함하는 스텐트의 표면 개질 방법.

청구항 11

스텐트의 표면에 제1 생분해성 고분자 및 약물의 혼합액을 초음파 분사하여 코팅층을 형성시키는 단계;

상기 코팅층이 형성된 스텐트와 아세톤, 에틸 아세테이트, 톨루엔, 벤젠, 메틸렌클로라이드, 다이옥산, 아세트 니트릴 및 자일렌으로 이루어진 군으로부터 선택되는 용매를 접촉시키는 단계; 및

25℃ 내지 80℃의 온도 조건에서 상기 용매를 증발시키는 단계를 포함하는 스텐트의 표면 개질 방법.

명 세 서

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 스텐트의 표면 개질 방법에 관한 것이다.

배경기술

- [0002] 스텐트의 재협착율을 감소시키기 위하여, 비분해성 고분자 대신에 생분해성 고분자를 사용하여 후기 혈전증과 염증 발생을 억제시킬 수 있으며, 또한 생분해성 고분자를 한 층으로만 쌓는 것이 아닌 여러 층으로 코팅층을 형성하여 약물방출 시기를 조절할 수 있게 만들 수 있다. 생분해성 고분자는 혈액 적합성(blood compatibility), 조직 적합성(tissue compatibility), 무독성(nontoxicity), 안전성(safety) 등이 보장되어야 하며, 특히 체내에서 안정적(stability)이어야 한다. 생체 적합성(biocompatibility)을 만족하는 물질을 사용하기 위해 폴리(락트-코-글리콜산)(PLGA), 폴리(L-락트산)(PLLA), 폴리(카프로락톤)(PCL)과 같은 생분해성 합성고 분자를 사용해 왔다.
- [0003] 일반적으로 사용되고 있는 코팅 방법들은 여러 가지 기술들이 적용되고 있다. 현재 널리 알려진 코팅 방법에는 담금코팅법(Whelan DM, et al., Heart Drug, 2000; 83:338-345), 전기방사법(Kuraishi K, et al., J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater., 2009; 88:230-239), 잉크젯 침착법, 초음과 분사 코팅법(Chen MC, et al., J. Control. Rel.. 2005; 108:178-179) 등이 있다. 딥-코팅과 같은 경우는 간단한 공정을 통해 쉽게 코팅할 수 있는 일반적인 방법이기는 하나, 스텐트와 같은 미세한 3차 구조 형상에서는 쉽게 구조물 사이 공간에 코팅물이 결합되는 결과가 나타나기도 한다.
- [0004] 코팅에서 요구되는 얇은 두께에 균일한 코팅과 생산성에 대해 동시적인 효과는 기대하기 어렵다. 전기방사법 (electrospinning)의 경우는 나노 섬유를 만들 때 주로 응용이 되므로 균일하고 기공이 없는 코팅에는 적합치 못하며, layer by layer (LBL, Jiyeon Choi, et al., Biomaterials, 2009, 88; 28: 5201-8) 같은 경우는 각각 의 층과 층 사이에 정전기적 인력(electrostatic inter-action), 수소결합(hydrogen bonding) 또는 공유결합 (covalent bonding) 등으로 연결되어 있으므로 구조적으로 매우 안정하며 두께나 형태에 관계없이 다층 초박막을 구현할 수 있다.
- [0005] 따라서 원하는 성질을 가진 물질들을 각각의 층에 삽입하게 된다면 약물 방출 시스템에서 좀 더 다양한 기능적 범위에 활용될 수 있을 것이다. 반면에 반복되는 공정을 통해야만 코팅을 실시할 수 있으므로 산업적인 측면에서 바라볼 때, 생산성에서는 좀 떨어지는 경향을 나타낸다. 전기분사(electrospray) 기술의 경우, 용액에 수천 내지 수만의 고전압을 인가하여 미세경 노즐로부터 용출시키면, 분사된 용액을 초미립화/극미세화 시켜 나노 구조체를 쉽게 제조할 수 있어 매우 간단한 장비와 코팅 공정으로 산업화에 쉽게 적용 가능하다는 이점을 지니고 있으며, 장비 또한 저가이기 때문에 널리 사용되고 있다. 본 발명에서도 초음파 코팅기란 간단한 장비를 통해 코팅의 공정을 최소화하여 타 기술과는 좀 더 빠른 생산성에 주안을 두어 실시하게 되었다. 이러한 여러 가지 코팅 방법으로 스텐트에 코팅을 할 경우 표면이 평활하지 못한 단점이 있다. 또한 여러 층으로 코팅된 스텐트는 생분해성 고분자의 코팅 담지 층의 두께가 너무 두꺼워지므로 인해 약물방출 속도가 늦어지게 되기도 하며, 생분해성 고분자라 하여도 잔존형 고분자 및 약물, 그리고 고분자의 표면의 거칠기가 거칠수록 혈관 내벽에 염증유발을 일으킬 수 있는 요인이 된다. 특히 평탄하지 않고 거친 표면은 혈관 내 스텐트 삽입시 상처를 유발할 가

능성이 크다. 기존의 실험에서 발표된 바에 따르면, 금속 스텐트 삽입시 생긴 상처 부위에서 염증 세포가 증식하게 되는데 이 증식된 세포는 내막(intima)에 위치한 내피세포(endothelial cell, EC)층과 중막(media)에 위치한 평활근세포(smooth muscle cell, SMC)층을 사이 공간에서 위치하게 되고, 아주 활성화된 염증 세포는 SMC에 생화학적 신호를 보내는 것으로 알려져 있다. 이 신호를 받은 SMC는 혈관 내막속으로 침투하여 중식을 시작한다. 즉 거친 표면에 의한 상처는 SMC 중식에 원인을 제공할 수 있기 때문에 임플란트 금속 코팅에 있어서 표면 평활도 제어는 매우 중요한 의미를 가진다.

[0006] 따라서 스텐트 부위의 거칠기를 좀 더 효과적인 방법으로 평활한 표면으로 개선하고, 더불어 약물의 효과를 통해 신생내막 증식을 억제할 수 있는 스텐트 코팅 방법이 요구된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 일 구체예는 스텐트의 표면 개질 방법을 제공한다.

과제의 해결 수단

- [0008] 일 양태는 스텐트의 표면에 제1 생분해성 고분자 및 약물의 혼합액을 초음파 분사하여 코팅층을 형성시키는 단계; 상기 코팅층이 형성된 스텐트와 용매를 접촉시키는 단계; 및 20℃ 내지 80℃의 온도 조건에서 상기 용매를 증발시키는 단계를 포함하는 스텐트의 표면 개질 방법을 제공한다.
- [0009] 상기 스텐트의 표면 개질 방법을 각각의 단계별로 상세하게 설명하면 다음과 같다.
- [0010] 먼저, 상기 방법은 스텐트의 표면에 제1 생분해성 고분자 및 약물의 혼합액을 초음파 분사하여 코팅층을 형성시키는 단계를 포함할 수 있다.
- [0011] 용어, "스텐트(stent)"는 혈관이나 카테터(catheter)에 삽입시켜 관의 내경을 열어놓은 상태로 유지하면서 유체의 흐름을 원활하도록 하기 위해서 사용되는 튜브로, 그 관이 외부로부터 가해지는 압력이나 협착으로 인해 폐쇄되는 것을 방지하기 위한 의료 용구이다. 일 구체예에 따르면, 상기 스텐트는 예를 들어, 스테인리스 스틸, 코발트-크롬, 백금-크롬, 탄탈륨, 티타늄, 니티놀, 금, 백금, 은 및 그의 합금으로 이루어진 군으로부터 선택되는 비분해성 금속 재질일 수 있다.
- [0012] 본 단계는 제1 생분해성 고분자 및 약물을 용매에 용해시켜 균일한 혼합액을 만든 후, 그 혼합액을 스텐트에 코팅시켜 코팅층을 형성하는 단계로서, 상기 혼합액을 제조하기 위한 용매는 아세톤, 클로로포름, 다이옥산, 테트라히드로퓨란, 아세토니트릴, 메틸렌 클로라이드, 사염화탄소, 톨루엔, 자일렌, 벤젠, 디메틸포름아미드 및 헥사플루오로이소프로판올로 이루어진 군으로부터 하나 이상을 선택하여 사용할 수 있으나, 이에 한정하지는 않는다. 상기 용매를 결정하는 가장 중요한 요소는 제1 생분해성 고분자 및 약물의 용해도이며, 코팅의 방법에 따라비점이 높은 용매를 사용하기도 한다. 본 발명의 다중 코팅 스텐트를 만들기 위해 예를 들어, 침액 코팅(dip coating)법 또는 스프레이 코팅(spray coating)법을 사용하여 상기 혼합액을 스텐트 표면에 증착시킬 수 있다.가장 바람직하게는 초음파 스프레이 장치에 의한 스프레이 코팅법을 사용할 수 있다.
- [0013] 일 구체예에 따르면, 상기 제1 생분해성 고분자는 폴리글리콜산, 폴리-L-락트산, 폴리-D-락트산, 폴리-D,L-락트산, 폴리-e-카프로락톤, 폴리락트산-글리콜산 공중합체(PLGA), 폴리-L-락트산-e-카프로락톤 공중합체(PLCL), 폴리에틸렌글리콜, 폴리아미노산, 폴리안하이드라이드, 폴리오르쏘에스테르, 폴리디옥사논, 폴리포스파겐, 셀룰로오스 아세테이트 부틸레이트, 셀룰로오스 트리 아세테이트 및 이들의 공중합체로 이루어진 군으로부터 선택되는하나 이상일 수 있다. 또한, 상기 생분해성 고분자는 예를 들어, 1,000 내지 500,000의 분자량 또는 2,000 내지 200,000의 분자량을 가질 수 있다. 상기 생분해성 고분자의 분자량이 너무 작으면, 스텐트의 표면에 코팅이 잘되지 않으며, 표면이 평활하지 못하고, 분자량이 너무 높으면 스텐트의 표면에 분사하기 위한 용매에 잘 용해되지 않고, 코팅 두께 조절이 어려우며, 코팅을 위한 분사 노즐이 막히기 때문에 코팅이 잘되지 않을 수 있다.
- [0014] 일 구체예에 따르면, 상기 생분해성 고분자는, 예를 들어, 0.001 중량% 내지 40 중량%, 또는 0.01 중량% 내지 20 중량%의 농도로 상기 코팅층 내에 포함될 수 있다. 코팅층 내에 포함되는 고분자의 농도는 코팅의 두께를 결정하는 중요한 요소이다. 상기 생분해성 고분자의 농도가 너무 낮으면 스텐트의 표면에 코팅이 잘 되지 않고, 코팅하는데 시간이 많이 소요되며, 생분해성 고분자의 농도가 너무 높으면 코팅을 위한 분사 노즐이 막히기 때문에 분사가 잘 이루어지지 않고, 표면이 평활하게 되지 않으며, 코팅막 두께의 조절이 어려울 수 있다.

- [0015] 일 구체예에 따르면, 상기 약물은 예를 들어, 치옥트산, 시롤리무스, 파클리탁셀, 리오프로, 덱사메타손, 타크로리무스, 미코페놀릴산, 에스트라디올 또는 질소 산화물(nitric oxide)일 수 있으나, 이에 한정하지는 않는다. 약물의 농도는 생분해성 고분자 농도의 0.01 중량% 내지 90 중량%인 것이 바람직하다. 약물의 농도가 생분해성 고분자 농도의 0.01 중량% 이하인 경우에는 코팅층 내에 포함된 약물 함량이 적기 때문에 약물의 효과가 떨어지고, 90 중량% 이상으로 사용하는 경우에는 스텐트 표면에 균일한 코팅이 어려우며, 과도한 약물 방출에 의한 독성이 약기될 수 있다.
- [0016] 이후, 상기 방법은 상기 코팅층이 형성된 스텐트와 용매를 접촉시키는 단계 및 20℃ 내지 80℃의 온도 조건에서 상기 용매를 증발시키는 단계를 포함할 수 있다.
- [0017] 상기 용매는 예를 들어, 아세톤, 클로로포름, 에틸 아세테이트, 톨루엔, 벤젠, 메틸렌클로라이드, 테트라히드로 퓨란, 다이옥산, 아세트 니트릴 또는 자일렌일 수 있으나, 이에 한정하지는 않으며, 상기 단계에 의해 스텐트의 표면을 개질하기 위한 온도의 범위는 예를 들어, 1℃ 내지 150℃, 바람직하게는 20℃ 내지 80℃, 가장 바람직하게는 25℃ 내지 40℃일 수 있다. 온도가 너무 낮으면 용매의 증발이 일어나지 않게 되고, 용매의 융점보다 온도 가 높으면 생분해성 고분자를 용해시켜 흘러내리게 된다. 한편, 상기 단계에 의해 스텐트의 표면을 개질하기 위하여 용매를 증발시키는 시간은 예를 들어, 1초 내지 30분, 가장 바람직하게는, 10초 내지 300초일 수 있다. 상기 시간이 과도하여 용매를 너무 오래동안 증발시키면 스텐트 표면의 코팅이 녹아서 흘러내리게 된다.
- [0018] 다른 양태는 스텐트의 표면에 제1 생분해성 고분자 및 약물의 혼합액을 초음파 분사하여 코팅층을 형성시키는 단계; 및 상기 코팅층이 형성된 스텐트의 표면에 제2 생분해성 고분자 및 용매를 포함하는 용액을 분사하는 단계를 포함하는 스텐트의 표면 개질 방법을 제공한다.
- [0019] 상기 방법의 첫번째 단계는 상기 설명한 바와 같으므로, 명세서의 과도한 복잡성을 피하기 위하여 생략하도록 한다.
- [0020] 이후, 상기 방법은 상기 코팅층이 형성된 스텐트의 표면에 제2 생분해성 고분자 및 용매를 포함하는 용액을 분 사하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0021] 일 구체예에 따르면, 상기 제2 생분해성 고분자는 예를 들어, 폴리락타이드, 폴리글리콜리드, 폴리카프로락톤, 폴리락타이드-코-글리콜리드, 폴리락타이드-코-카프로락톤, 폴리글리콜리드-코-카프로락톤, 폴리디옥사논, 폴리디옥사논, 폴리디옥자는, 폴리디옥자는, 폴리트리메틸렌카보네이트, 폴리글리콜리드-코-디옥사논, 폴리아미드에스테르, 폴리펩티드, 폴리오르 쏘에스테르, 폴리말레산 또는 폴리안하이드라이드일 수 있으나, 이에 한정하지는 않는다. 또한, 상기 제2 생분해성 고분자의 분자량은 예를 들어, 1,000 내지 500,000, 가장 바람직하게는 2,000 내지 200,000일 수 있다. 상기 사용될 수 있는 용매는 예를 들어, 아세톤, 클로로포름, 에틸 아세테이트, 톨루엔, 벤젠, 메틸렌클로라이드, 테트라히드로퓨란, 디옥산, 아세토니트릴, 자일렌일 수 있으나, 이에 한정하지는 않는다.
- [0022] 상기 분사되는 용액은 상기 제2 생분해성 고분자가 상기 용매에 예를 들어, 0 중량% 내지 10 중량%, 가장 바람 직하게는 0.01 중량% 내지 5 중량%가 되도록 용해된 것일 수 있으며, 상기 분사시 온도 조건은 1℃ 내지 150℃, 바람직하게는 20℃ 내지 80℃, 가장 바람직하게는 25℃ 내지 40℃일 수 있다. 또한, 상기 분사 시간은 예를 들어, 1초 내지 30분, 가장 바람직하게는, 10초 내지 180초일 수 있다.
- [0023] 또 다른 양태는 스텐트의 표면에 제1 생분해성 고분자 및 약물의 혼합액을 초음파 분사하여 코팅층을 형성시키는 단계; 및 상기 코팅층이 형성된 스텐트를 50℃ 내지 80℃의 온도 조건으로 가열하는 단계를 포함하는 스텐트의 표면 개질 방법을 제공한다.
- [0024] 상기 방법의 첫번째 단계는 상기 설명한 바와 같으므로, 명세서의 과도한 복잡성을 피하기 위하여 생략하도록 한다.
- [0025] 이후, 상기 방법은 상기 코팅층이 형성된 스텐트를 20℃ 내지 150℃의 온도 조건으로 가열하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0026] 일 구체예에 따르면, 상기 가열은 상기 코팅층이 형성된 스텐트를 밀폐된 용기에 넣고, 용기의 온도를 조절함으로서 실시될 수 있다. 가열 온도가 너무 낮으면 생분해성 고분자의 상의 변화가 전혀 일어나지 않고, 너무 높으면 생분해성 고분자가 분해가 되므로, 상기 온도 조건은 생분해성 고분자에 따른 유리 전이 온도(Tg)와 용융점

(Tm)을 고려하여 결정할 수 있다. 예를 들어, 1℃ 내지 250℃, 바람직하게는 20℃ 내지 150℃, 가장 바람직하게는 50℃ 내지 80℃일 수 있다. 가열 시간은 예를 들어, 1초 내지 30분, 가장 바람직하게는, 10초 내지 300초일 수 있다.

발명의 효과

[0030]

[0027] 일 구체예에 따른 스텐트의 표면 개질 방법을 사용하면, 생분해성 고분자가 코팅된 스텐트의 표면을 더욱 평활하게 개질시킬 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0028] 도 1은 일 구체예에 따른 스텐트의 개질 방법을 사용하여 스텐트의 표면이 평활하게 개질되었음을 나타내는 주 사전자현미경 사진이다.

도 2는 일 구체예에 따른 스텐트의 개질 방법을 사용하지 않은 스텐트의 표면을 나타내는 주사전자현미경 사진이다.

도 3은 일 구체예에 따른 스텐트의 개질 방법에서 용매 증발 시간이 과도하여 스텐트의 표면에 흘러내림 현상이나타난 것을 보여주는 주사전자현미경 사진이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0029] 이하 하나 이상의 구체예를 실시예를 통하여 보다 상세하게 설명한다. 그러나, 이들 실시예는 하나 이상의 구체예를 예시적으로 설명하기 위한 것으로 발명의 범위가 이들 실시예에 한정되는 것은 아니다.

실시예 1: 용매 증발법을 이용한 스텐트 표면 개질 방법 (1)

[0031] 코발트-크롬 스텐트에 생분해성 고분자인 폴리락트산-글리콜산 공중합체(PLGA, 분자량: 50,000 이하)를 클로로 포름 용매에 0.1 중량%의 농도로 용해시킨 후, 시롤리무스를 20 중량%를 가하여 완전히 용해시켜 코팅 용액을 제조한 다음, 초음파 분사기기를 사용하여 스텐트에 상기 코팅 용액을 7 μm의 두께로 코팅하였다. 상기 코팅된 스텐트의 표면을 평활하게 하기 위하여 밀폐된 용기에 테트라히드로퓨란 용매를 넣고, 온도를 30℃로 고정시킨다음, 20초 동안 용매 증발법에 의해 용매를 증발시킨 후, 표면을 주사전자현미경(scanning electron microscopy, SEM)으로 관찰하였다. 그 결과, 도 1과 같이, 코팅된 스텐트의 표면이 평활하게 개질되었음을 확인할 수 있었다.

[0032] 실시예 2: 용매 증발법을 이용한 스텐트 표면 개질 방법 (2)

[0033] 스테인리스 스틸 스텐트에 생분해성 고분자인 폴리-L-락트산(PLLA, 분자량: 100,000 이상)을 클로로포름 용매에 0.1 중량%의 농도로 용해시킨 후, 파클리탁셀을 20 중량%를 가하여 완전히 용해시켜 코팅 용액을 제조한 다음, 초음과 분사기기를 사용하여 스텐트에 상기 코팅 용액을 7 ㎞의 두께로 코팅하였다. 상기 코팅된 스텐트의 표면을 평활하게 하기 위하여 밀폐된 용기에 클로로포름 용매를 넣고, 온도를 25℃로 고정시킨 다음, 5분 동안 용매 중발법에 의해 용매를 중발시킨 후, 표면을 주사전자현미경으로 관찰하였다. 그 결과, 도 1과 유사하게, 코팅된 스텐트의 표면이 평활하게 개질되었음을 확인할 수 있었다.

[0034] 실시예 3: 용매 증발법을 이용한 스텐트 표면 개질 방법 (3)

[0035] 백금-크롬 스텐트에 생분해성 고분자인 폴리카프로락톤(PCL, 분자량: 80,000 이상)을 클로로포름 용매에 0.1 중 량%의 농도로 용해시킨 후, 치옥트산을 20 중량%를 가하여 완전히 용해시켜 코팅 용액을 제조한 다음, 초음파 분사기기를 사용하여 스텐트에 상기 코팅 용액을 7 μm의 두께로 코팅하였다. 상기 코팅된 스텐트의 표면을 평활하게 하기 위하여 밀폐된 용기에 에틸아세테이트 용매를 넣고, 온도를 40℃로 고정시킨 다음, 20초 동안 용매 증발법에 의해 용매를 증발시킨 후, 표면을 주사전자현미경으로 관찰하였다. 그 결과, 도 1과 유사하게, 코팅된 스텐트의 표면이 평활하게 개질되었음을 확인할 수 있었다.

[0036] 실시예 4: 용액 분사법을 이용한 스텐트 표면 개질 방법 (1)

[0037] 니티놀 스텐트에 생분해성 고분자인 폴리-D,L-락트산(PDLLA, 분자량: 50,000 이상)을 클로로포름 용매에 0.1 중량%의 농도로 용해시킨 후, 리오프로를 20 중량%를 가하여 완전히 용해시켜 코팅 용액을 제조한 다음, 초음파분사기기를 사용하여 스텐트에 상기 코팅 용액을 7 ㎞의 두께로 코팅하였다. 이후, 분자량이 20,000인 PLGA를 클로로포름 용매에 0.01중량%로 용해하여 제조한 코팅 용액을 전기 분사기기를 사용하여 천천히 분사함으로써 표면을 평활하게 코팅한 다음, 표면을 주사전자현미경으로 관찰하였다. 상기 분사는 30℃에서 90초 동안 실시하였다. 그 결과, 도 1과 유사하게, 코팅된 스텐트의 표면이 평활하게 개질되었음을 확인할 수 있었다.

[0038]

[0039]

실시예 5: 용액 분사법을 이용한 스텐트 표면 개질 방법 (2)

[0040] 마그네슘 스텐트에 생분해성 고분자인 폴리-L-락트산-카프로락톤(PLCL, 분자량: 130,000 이상)을 클로로포름 용매에 0.1 중량%의 농도로 용해시킨 후, 에스트라디올을 20 중량%를 가하여 완전히 용해시켜 코팅 용액을 제조한다음, 초음파 분사기기를 사용하여 스텐트에 상기 코팅 용액을 7 때의 두께로 코팅하였다. 이후, 분자량이 40,000인 PDLLA를 메틸렌 클로라이드 용매에 0.01중량%로 용해하여 제조한 코팅 용액을 초음파 나노코팅기를 사용하여 천천히 분사함으로써 표면을 평활하게 코팅한 다음, 표면을 주사전자현미경으로 관찰하였다. 상기 분사는 상온에서 180초 동안 실시하였다. 그 결과, 도 1과 유사하게, 코팅된 스텐트의 표면이 평활하게 개질되었음을 확인할 수 있었다.

[0041] 실시예 6: 용액 분사법을 이용한 스텐트 표면 개질 방법 (3)

[0042] 금 스텐트에 생분해성 고분자인 폴리락트산-글리콜산 공중합체(PLGA, 분자량: 50,000 이상)를 클로로포름 용매에 0.1 중량%의 농도로 용해시킨 후, 타크로리무스를 20 중량%를 가하여 완전히 용해시켜 코팅 용액을 제조한 다음, 초음파 분사기기를 사용하여 스텐트에 상기 코팅 용액을 7 μm의 두께로 코팅하였다. 이후, 분자량이 15,000인 PCL을 에틸아세테이트 용매에 0.01중량%로 용해하여 제조한 코팅 용액을 전기 분사기기를 사용하여 천천히 분사함으로써 표면을 평활하게 코팅한 다음, 표면을 주사전자현미경으로 관찰하였다. 상기 분사는 35℃에서 90초 동안 실시하였다. 그 결과, 도 1과 유사하게, 코팅된 스텐트의 표면이 평활하게 개질되었음을 확인할수 있었다.

[0043] 실시예 7: 가열법을 이용한 스텐트 표면 개질 방법 (1)

[0044] 은 스텐트에 폴리안하이드라이드(분자량: 100,000 이상)를 클로로포름 용매에 0.1 중량%의 농도로 용해시킨 후, 미코페놀린산을 20 중량%를 가하여 완전히 용해시켜 코팅 용액을 제조한 다음, 초음파 분사기기를 사용하여 스텐트에 상기 코팅 용액을 7 μm의 두께로 코팅하였다. 상기 코팅된 스텐트의 표면을 평활하게 하기 위하여 밀폐된 용기에 넣고, 온도를 50℃로 하여 300초 동안 가열한 후, 표면을 주사전자현미경으로 관찰하였다. 그 결과, 도 1과 유사하게, 코팅된 스텐트의 표면이 평활하게 개질되었음을 확인할 수 있었다.

[0045] 실시예 8: 가열법을 이용한 스텐트 표면 개질 방법 (1)

[0046] 탄탈륨 스텐트에 폴리오르쏘에스테르(분자량: 100,000 이상)를 클로로포름 용매에 0.1 중량%의 농도로 용해시킨후, 질소산화물을 20 중량%를 가하여 완전히 용해시켜 코팅 용액을 제조한 다음, 초음파 분사기기를 사용하여스텐트에 상기 코팅 용액을 7 ㎞의 두께로 코팅하였다. 상기 코팅된 스텐트의 표면을 평활하게 하기 위하여 밀폐된 용기에 넣고, 온도를 80℃로 하여 60초 동안 가열한 후, 표면을 주사전자현미경으로 관찰하였다. 그 결과, 도 1과 유사하게, 코팅된 스텐트의 표면이 평활하게 개질되었음을 확인할 수 있었다.

[0047]

[0048] 비교예 1: 스텐트 표면 개질 방법을 사용하지 않은 스텐트의 표면 관찰

[0049] 코발트-크롬 스텐트에 생분해성 고분자인 PLGA(분자량; 50,000 이하)를 클로로포름 용매에 0.1 중량%의 농도로 용해시킨 후, 시롤리무스를 20 중량%를 가하여 완전히 용해시켜 코팅 용액을 제조한 다음, 초음파 분사기기를 사용하여 스텐트에 상기 코팅 용액을 7 ㎞의 두께로 코팅한 후, 표면을 주사전자현미경으로 관찰하였다. 그 결 과, 도 2에서 보는 바와 같이, 코팅된 표면이 평활하지 못하고 상당히 거침을 확인할 수 있었다.

비교예 2: 용매 증발법의 용매 증발 조건 변화에 따른 스텐트의 표면 개질 정도 관찰

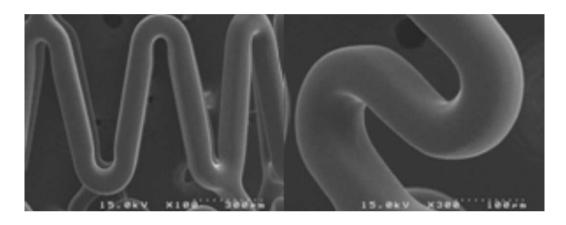
코발트-크롬 스텐트에 생분해성 고분자인 PLGA(분자량; 50,000 이하)를 클로로포름 용매에 0.1 중량%의 농도로용해시킨 후, 시롤리무스를 20 중량%를 가하여 완전히 용해시켜 코팅 용액을 제조한 다음, 초음파 분사기기를 사용하여 스텐트에 상기 코팅 용액을 7 μm의 두께로 코팅하였다. 상기 코팅된 스텐트의 표면을 평활하게 하기위하여 밀폐된 용기에 테트라히드로퓨란 용매를 넣고, 온도를 30℃로 고정시킨 다음, 300초 동안 용매 증발법에의해 용매를 증발시킨 후, 표면을 주사전자현미경으로 관찰하였다. 그 결과, 도 3과 같이, 코팅된 스텐트의 표면이 흘러내는(webbing) 현상이 나타남을 확인할 수 있었다.

도면

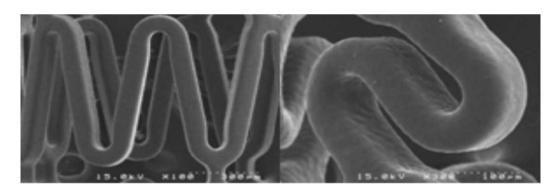
[0050]

[0051]

도면1



도면2



도면3

