

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2018년 7월 5일 (05.07.2018)



(10) 국제공개번호
WO 2018/124658 A1

(51) 국제특허분류:

A61F 2/04 (2006.01)

A61L 27/56 (2006.01)

A61L 27/36 (2006.01)

(21) 국제출원번호:

PCT/KR2017/015367

(22) 국제출원일:

2017년 12월 22일 (22.12.2017)

(25) 출원언어:

한국어

(26) 공개언어:

한국어

(30) 우선권정보:

10-2016-0179702 2016년 12월 27일 (27.12.2016) KR

(71) 출원인: 한국기계연구원 (KOREA INSTITUTE OF MACHINERY & MATERIALS) [KR/KR]; 34103 대전시 유성구 가정북로 156, Daejeon (KR). 한국생명공학연구원 (KOREA RESEARCH INSTITUTE OF BIOSCIENCE AND BIOTECHNOLOGY) [KR/KR]; 34141 대전시 유성구 과학로 125, Daejeon (KR).

(72) 발명자: 이준희 (LEE, Jun Hee); 34103 대전시 유성구 가정북로 156, Daejeon (KR). 김푸름 (KIM, Pureum); 34103 대전시 유성구 가정북로 156, Daejeon (KR). 손미영 (SON, Mi Young); 34103 대전시 유성구 가정북로 156, Daejeon (KR). 김장환 (KIM, Janghwan); 34103 대전시 유성구 가정북로 156, Daejeon (KR). 정초록 (JUNG, Cho-Rok); 34103 대전시 유성구 가정북로 156, Daejeon (KR).

(74) 대리인: 팬코리아특허법인 (PANKOREA PATENT AND LAW FIRM); 06234 서울시 강남구 논현로85길 70 13F, Seoul (KR).

(81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH,

CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

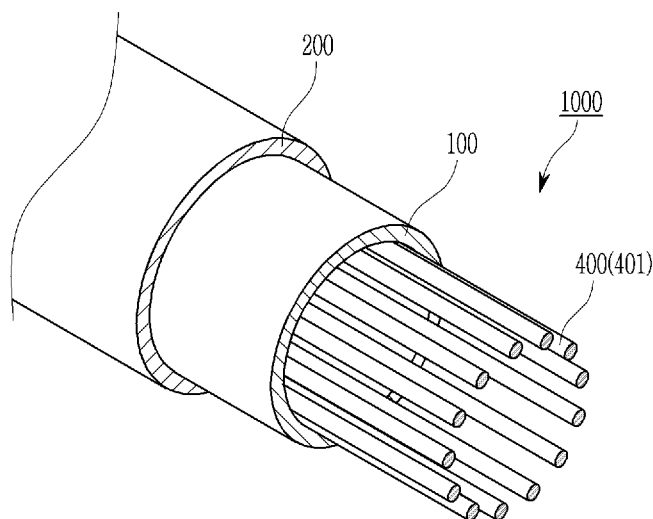
(84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

공개:

- 국제조사보고서와 함께 (조약 제21조(3))
- 청구범위 보정 기한 만료 전의 공개이며, 보정서를 접수하는 경우 그에 관하여 별도 공개함 (규칙 48.2(h))

(54) Title: ARTIFICIAL INTESTINE AND MANUFACTURING METHOD THEREFOR

(54) 발명의 명칭: 인공 장 및 그 제조 방법



(57) Abstract: The present invention relates to an artificial intestine and a manufacturing method therefor. The artificial intestine according to an embodiment of the present invention comprises: a plurality of cell layers formed in tubular membrane shapes and sequentially arranged to surround the outside of a further inner layer; and a polymer layer formed inside at least one of the plurality of cell layers and having a plurality of pores.

(57) 요약서: 본 발명은 인공 장 및 그 제조 방법에 관한 것으로서, 본 발명의 일 실시예에 따른 인공 장은, 막 형태의 관형으로 형성되며 순차적으로 외측을 감싸도록 배치된 복수의 세포층; 및 상기 복수의 세포층 중 적어도 하나의 내측에 형성되며, 다수의 공극을 갖는 폴리머층;을 포함한다.



WO 2018/124658 A1

명세서

발명의 명칭: 인공 장 및 그 제조 방법

기술분야

- [1] 본 발명은 인공 장 및 그 제조 방법에 관한 것으로서, 생체에 적합하고 장과 잘 결합될 수 있으며 구조적인 강성이 향상되어 내구성이 우수한 인공 장 및 그 제조 방법에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 인공 장은 소장 및 대장의 인조 대용품으로, 합성 혹은 생체 고분자를 사용하여 인공적으로 만든 장을 지칭한다.
- [3] 상기 인공 장을 형성하기 위해서는 몇 가지 사항을 고려해야 하는데, 체내의 장과 봉합되기 위해 봉합이 쉬어야 하며, 적절한 유연성뿐만 아니라, 일정 기준 이상의 내구성도 갖추어야 한다.
- [4] 무엇보다도 인공 장은 체내에 오랫동안 존재해야 하기 때문에 독성 및 면역 반응이 적고, 뒤틀리거나 꺾이고 터지지 않도록 구조적인 강성 및 내구성이 있어야 한다.
- [5] Biotechnology&Bioengineering의 논문 'Synthetic Small Intestinal Scaffolds for Improved Studies of Intestinal Differentiation'에 PMMA, PDMS, agarose, PLGA/Porogen 를 사용하여 제작한 몰드를 사용해 소장의 융털 모양 구조의 코팅용 조성물과 이것을 이용한 인공 장의 제조 방법이 제시되었다.
- [6] 그러나 상기에 기재된 PMMA, PDMS, agarose, PLGA/Porogen 등으로 형성된 인공 장은 체내에 유치되었을 때, 외부물질이 체내에 유치되어 이질감을 느끼게 할 뿐만 아니라, 조직 적합성 또한 완벽하지 않아 감염 또는 이에 따른 염증 반응을 일으킬 수 있으며 각각 다른 종류의 세포 사용이 어렵다는 단점이 있다.
- [7] 상기의 문제를 해결하기 위해 환자의 피부와 정맥의 생검 표본에서 채취한 자가 근육층세포, 장막세포와 장점막세포를 이용하여 인공 장을 형성할 수 있다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [8] 본 발명의 일 측면은 조직에 독성 및 면역 반응이 적어 생체에 적합하며 뒤틀리거나 꺾이고 터지지 않도록 구조적인 강성이 향상되어 내구성이 우수한 인공 장 및 그 제조 방법을 제공하고자 한다.

과제 해결 수단

- [9] 본 발명의 일 실시예에 따른 인공 장은, 막 형태의 관형으로 형성되며 순차적으로 외층을 감싸도록 배치된 복수의 세포층; 및 상기 복수의 세포층 중 적어도 하나의 내층에 형성되며, 다수의 공극을 갖는 폴리머층; 을 포함한다.
- [10] 상기 세포층은, 제1세포층, 및 상기 제1세포층의 외층을 감싸도록 형성된 제2세포층을 포함하고, 상기 폴리머층은, 상기 제1세포층의 내층에 형성된

- 제1폴리머층, 및 상기 제1세포층과 상기 제2세포층 사이에 형성된 제2폴리머층, 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [11] 상기 제1세포층은 장점막세포층이며, 배양된 장점막세포와 젤이 혼합된 용액인 장점막세포용액이 분사되어 형성될 수 있다.
- [12] 상기 제2세포층은 근육층세포층이며, 배양된 근육층세포와 젤이 혼합된 용액인 근육층세포용액이 분사되어 형성될 수 있다.
- [13] 상기 제2세포층의 외측을 감싸도록 형성되며, 막 형태의 관형으로 형성된 제3세포층을 더 포함할 수 있다.
- [14] 상기 제3세포층은 장막세포층이며, 배양된 장막세포와 젤이 혼합된 용액인 장막세포용액이 분사되어 형성될 수 있다.
- [15] 상기 폴리머층은, 상기 제2세포층과 상기 제3세포층의 사이에 형성되며, 다수의 공극을 갖는 제3폴리머층을 더 포함할 수 있다.
- [16] 상기 폴리머층은, 길이방향을 따라 직선 또는 곡선으로 형성되며 원주방향을 따라 이격되어 배열된 선형 구조; 나선형 구조; 링 형태로 형성되어 길이방향을 따라 이격되어 배열된 링형 구조; 및 격자형으로 형성된 메쉬형 구조; 중 선택되는 어느 하나 또는 둘 이상이 조합된 형태로 형성될 수 있다.
- [17] 상기 폴리머층은, 제1층, 및 상기 제1층의 외측을 감싸도록 형성된 제2층을 포함하며, 상기 제1층 및 상기 제2층은 각각 상기 선형 구조, 상기 나선형 구조, 상기 링형 구조, 및 상기 메쉬형 구조 중 선택되는 어느 하나로 이루어질 수 있다.
- [18] 본 발명의 일 실시예에 따른 인공 장 제조 방법은, 중심축을 기준으로 회전 가능하도록 형성된 관 또는 봉 형태의 수집부의 상측에서 각 세포층 및 폴리머층의 원료가 각각 담긴 수용부를 포함한 분사부들을 통해 원료를 순차적으로 수집부로 분사하면서, 동시에 상기 수집부의 회전 및 상기 수집부와 분사부들의 상대 이동을 통해 세포층 및 폴리머층을 형성한다.
- [19] 상기 폴리머층은, 상기 수집부의 길이방향을 따라 직선 또는 곡선으로 형성되며 원주방향을 따라 이격되어 배열된 선형 구조; 나선형 구조; 링 형태로 형성되어 길이방향을 따라 이격되어 배열된 링형 구조; 및 격자형으로 형성된 메쉬형 구조; 중 선택되는 어느 하나 또는 둘 이상이 조합된 형태를 이루도록 제조될 수 있다.
- [20] 상기 각각의 수용부에 담긴 세포층 및 폴리머층의 원료는 설정된 온도로 조절된 후 수집부로 용액을 분사하여 각 세포층 및 폴리머층을 형성할 수 있다.
- [21] 상기 폴리머층의 원료가 담긴 수용부는 폴리머층의 원료가 용융될 수 있는 온도 이상으로 가열되어 온도가 유지되며, 상기 각 세포층의 원료가 담긴 수용부들은 -4°C 내지 40°C 로 온도가 유지될 수 있다.

발명의 효과

- [22] 본 발명의 일 실시예에 따른 인공 장 및 그 제조 방법은, 독성 및 면역 반응이 적어 생체에 적합하며 뒤틀리거나 꺾이고 터지지 않도록 구조적인 강성이

향상되어 내구성이 우수한 장점이 있다.

- [23] 또한, 인공 실험체 제작을 통해 실험동물을 사용하여 행하는 실험의 유효성 및 독성 평가 등의 대체가 가능한 장점이 있다.

도면의 간단한 설명

- [24] 도 1 내지 도 6은 본 발명의 제1실시예에 따른 인공 장을 나타낸 단면도 및 부분 절개 사시도이다.
- [25] 도 7 및 도 8은 본 발명의 제2실시예에 따른 인공 장을 나타낸 단면도 및 부분 절개 사시도이다.
- [26] 도 9 및 도 10은 본 발명의 제3실시예에 따른 인공 장을 나타낸 단면도 및 부분 절개 사시도이다.
- [27] 도 11 내지 도 14는 본 발명에 따른 폴리머층 1층, 2층 구조 및 선형 구조, 링형 구조, 나선형 구조, 메쉬형 구조를 나타낸 사시도 및 평면도이다.
- [28] 도 15는 본 발명에 따른 인공 장 제조 장치의 일 실시예를 나타낸 사시도이다.

발명의 실시를 위한 최선의 형태

- [29] 이하, 첨부한 도면을 참고로 하여 본 발명의 실시예에 대하여 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다.
- [30] 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 동일 또는 유사한 구성요소에 대해서는 동일한 참조부호를 붙였다.
- [31] 또한, 도면에서 나타난 각 구성의 크기 및 두께는 설명의 편의를 위해 임의로 나타내었으므로, 본 발명이 반드시 도시된 바에 한정되지 않는다.
- [32] 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 "연결"되어 있다고 할 때, 이는 "직접적으로 연결"되어 있는 경우뿐만 아니라, 다른 부재를 사이에 두고 "간접적으로 연결"된 것도 포함한다. 또한, 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.
- [33] 본 발명의 실시예에 따른 인공 장은, 막 형태의 관형으로 형성되며 순차적으로 외측을 감싸도록 배치된 복수의 세포층; 및 상기 복수의 세포층 중 적어도 하나의 내측에 형성되며, 다수의 공극을 갖는 폴리머층;을 포함한다. 복수의 세포층은 실제 체내 장의 세포층과 유사하도록 형성되어 생체에 적합하고, 폴리머층은 구조적인 강성을 제공한다.
- [34] 이하, 본 발명의 다양한 실시예에 따른 인공 장 및 그 제조 방법을 첨부된 도면을 참고하여 상세하게 설명한다.
- [35] [실시예 1]
- [36] 도 1 내지 도 6은 본 발명의 제1실시예에 따른 인공 장을 나타낸 단면도 및 부분

절개 사시도이다.

- [37] 도 1 내지 도 6에 도시된 바와 같이 본 발명의 제1실시예에 따른 인공 장(1000)은, 막 형태의 관형으로 형성된 제1세포층(100); 상기 제1세포층(100)의 외측에 형성되어 상기 제1세포층(100)을 감싸도록 형성되며, 막 형태의 관형으로 형성된 제2세포층(200); 및 상기 제1세포층(100)의 내측, 및 상기 제1세포층(100)과 제2세포층(200) 사이, 중 어느 하나 이상의 위치에 형성되어 상기 세포층들(100,200) 중 하나 이상에 결합되며, 다수의 공극(400a)이 형성된 폴리머층(400);을 포함하여 이루어질 수 있다.
- [38] 우선, 제1세포층(100)은 막 형태의 관형으로 형성되며, 장의 내강을 둘러싸는 장 내벽과 같이 원통형상의 관으로 형성될 수 있다. 이때, 제1세포층(100)은 원통형상으로 형성되는 것이 바람직하나, 원통형상에 한정되지 않고 다양한 형상으로 형성될 수 있다. 즉, 제1세포층(100)은 양단이 개방되고 둘레면은 막혀있는 형태의 관으로 형성될 수 있다. 그리고 제1세포층(100)은 대응되는 장 조직에 독성 및 면역 반응이 적은 생체에 적합한 물질로 형성될 수 있다.
- [39] 제2세포층(200)은 막 형태의 관형으로 형성되며, 원통형상의 관으로 형성될 수 있다. 이때, 제2세포층(200)도 원통형상으로 형성되는 것이 바람직하나, 원통형상에 한정되지 않고 다양한 형상으로 형성될 수 있다. 즉, 제2세포층(200)은 양단이 개방되고 둘레면은 막혀있는 형태의 관으로 형성될 수 있고, 제1세포층(100)의 외측을 감싸도록 형성될 수 있다. 그리고 제2세포층(200)은 대응되는 장 조직에 독성 및 면역 반응이 적은 생체에 적합한 물질로 형성될 수 있다.
- [40] 폴리머층(400)은 내측과 외측을 관통하는 다수의 공극(400a)을 갖는 관형으로 형성될 수 있다. 그리고 폴리머층(400)은 제1세포층(100)의 내측, 및 상기 제1세포층(100)과 제2세포층(200) 사이, 중 어느 하나 이상의 위치에 형성되어 상기 세포층들(100,200) 중 하나 이상에 결합될 수 있다. 즉, 도 1 및 도 2와 같이 가장 안쪽에 제1폴리머층(401)이 형성되고 그 바깥에 차례로 제1세포층(100) 및 제2세포층(200)이 차례로 배치되도록 형성되어 각 층들이 결합될 수 있다. 또는 도 3 및 4와 같이 가장 안쪽에 제1세포층(100)이 형성되고 그 바깥에 차례로 제2폴리머층(402) 및 제2세포층(200)이 배치되도록 형성되어 각 층들이 결합될 수 있다. 또는 도 5 및 도 6과 같이 가장 안쪽에 제1폴리머층(401)이 형성되고 그 바깥에 차례로 제1세포층(100), 제2폴리머층(402) 및 제2세포층(200)이 차례로 배치되도록 형성되어 각 층들이 결합될 수 있다. 이때, 공극(400a)은 폴리머층(400)이 구조적인 강성을 유지하면서 탄력을 가질 수 있도록 다양한 형태로 형성될 수 있다.
- [41] 그리하여 제1세포층(100), 및 제2세포층(200)이 각각 장의 장점막세포, 및 근육층세포에 대응되는 역할을 할 수 있으며, 각각 대응되는 장 조직에 결합되어 인공 장 역할을 할 수 있다. 이때, 공극(400a)이 형성된 폴리머층(400)에 의해 탄력이 있고 구조적인 강성이 유지될 수 있다. 이에 따라 본 발명의 인공 장은,

독성 및 면역 반응이 적어 생체에 적합하며 뒤틀리거나 꺾이고 터지지 않도록 구조적인 강성이 향상되어 내구성이 우수한 장점이 있다.

- [42] 여기서 상기 제1세포층(100)은 장점막세포층이며, 배양된 장점막세포와 젤이 혼합된 용액인 장점막세포용액이 분사되어 형성될 수 있다.
- [43] 즉, 실제 체내 장의 세포층과 유사하도록 형성하기 위함이며, 장의 가장 내측에 존재하는 장점막세포층과 유사하도록 배양된 장점막세포와 젤이 혼합된 장점막세포용액을 분사하여 제1세포층(100)이 형성될 수 있다. 이때, 제1세포층(100)은 환봉 또는 파이프 형태의 수집부에 상기 장점막세포용액을 분사 또는 도포하여 제1세포층(100)이 막 형태의 관형으로 형성될 수 있으며, 수집부를 장점막세포용액에 담갔다 꺼내어 수집부에 장점막세포용액이 코팅되도록 하여 제1세포층(100)이 형성되도록 할 수도 있다. 즉, 배양된 장점막세포와 젤이 혼합된 장점막세포용액을 이용해 제1세포층(100)이 장점막세포층으로 형성될 수 있다. 이때, 장점막세포는 Caco-2 세포가 사용될 수 있다.
- [44] 그리고 상기 제2세포층(200)은 근육층세포층이며, 배양된 근육층세포와 젤이 혼합된 용액인 근육층세포용액이 분사되어 형성될 수 있다.
- [45] 즉, 실제 체내 장의 세포층과 유사하도록 형성하기 위함이며, 장의 장점막세포 외측에 존재하는 근육층세포와 유사하도록 배양된 근육층세포와 젤이 혼합된 근육층세포용액을 분사하여 제2세포층(200)이 형성될 수 있다. 이때, 제2세포층(200)은 제1세포층(100)의 외측에 형성된 폴리머층(400)의 외측에 근육층세포용액을 분사 또는 도포하여 막 형태의 관형으로 형성될 수 있으며, 제1세포층(100)의 외측에 폴리머층(400)이 형성된 상태에서 이를 근육층세포용액에 담갔다 꺼내어 폴리머층(400)의 외측에 근육층세포용액이 코팅되도록 하여 제2세포층(200)이 형성되도록 할 수도 있다. 또는 제1세포층(100)의 외측에 근육층세포용액을 분사 또는 도포하여 막 형태의 관형으로 형성될 수 있으며, 제1세포층(100)이 형성된 상태에서 이를 근육층세포용액에 담갔다 꺼내어 제1세포층(100)의 외측에 근육층세포용액이 코팅되도록 하여 제2세포층(200)이 형성되도록 할 수도 있다. 이때, 근육층세포는 Myo-fibroblasts 세포가 사용될 수 있다.
- [46] 즉, 배양된 근육층세포와 젤이 혼합된 근육층세포용액을 이용해 제2세포층(200)이 근육층세포층으로 형성될 수 있다.
- [47] [실시예 2]
- [48] 도 7 및 도 8은 본 발명의 제2실시예에 따른 인공 장을 나타낸 단면도 및 부분 절개 사시도이다.
- [49] 도 7 및 도 8에 도시된 바와 같이 본 발명의 제2실시예에 따른 인공 장(1000)은, 상기 제2세포층(200)의 외측에 형성되어 상기 제2세포층(200)을 감싸도록 형성되며, 막 형태의 관형으로 형성된 제3세포층(300)을 더 포함하여 이루어질 수 있다.

- [50] 즉, 제2세포층(200)을 감싸도록 제2세포층(200)의 외측에 제3세포층(300)이 더 형성될 수 있으며, 제3세포층(300)은 막 형태의 관형으로 형성될 수 있다. 이때, 제3세포층(300)은 원통형상의 관으로 형성될 수 있으며, 제3세포층(300)도 원통형상으로 형성되는 것이 바람직하나 원통형상에 한정되지 않고 다양한 형상으로 형성될 수 있다. 즉, 제3세포층(300)은 양단이 개방되고 둘레면은 막혀있는 형태의 관으로 형성되어 제2세포층(200)의 외측을 감싸도록 형성되어, 제2세포층(200)의 외주면에 제3세포층(300)의 내주면이 결합될 수 있다. 그리고 제3세포층(300)은 대응되는 장 조직에 독성 및 면역 반응이 적은 생체에 적합한 물질로 형성될 수 있다. 그리고 제3세포층(300)의 외측에는 폴리머층(400)이 한층 더 형성될 수도 있다.
- [51] 여기에서 상기 제3세포층(300)은 장막세포층이며, 배양된 장막세포와 젤이 혼합된 용액인 장막세포용액이 분사되어 형성될 수 있다.
- [52] 즉, 실제 체내 장의 세포층과 유사하도록 형성하기 위함이며, 장의 근육층세포 외측에 존재하는 장막과 유사하도록 배양된 장막세포와 젤이 혼합된 장막세포용액을 분사하여 제3세포층(300)이 형성될 수 있다. 이때, 제3세포층(300)은 제2세포층(200)의 외측에 장막세포용액을 분사하거나 도포하여 막 형태의 관형으로 형성될 수 있으며, 제1세포층(100), 폴리머층(400) 및 제2세포층(200)이 형성된 상태에서 이를 장막세포용액에 담갔다 꺼내어 제2세포층(200) 외측에 장막세포용액이 코팅되도록 하여 제3세포층(300)이 형성되도록 할 수도 있다. 즉, 배양된 장막세포와 젤이 혼합된 장막세포용액을 이용해 제3세포층(300)이 장막세포층으로 형성될 수 있다. 또한, 장막세포용액에는 배양된 장막세포와 젤 이외에 콜라겐 물질이 함께 섞여 분사되어 제3세포층(300)을 형성할 수 있다.
- [53] 이때, 상기 세포층들을 형성하기 위한 용액은 각 세포층마다의 배양된 세포와 젤(gel)이 섞인 것을 말한다. 그리고 상기 젤은 배양된 세포들을 분사하기 위해 또는 분사된 세포들 간의 결합을 위해 점성을 가하는 다양한 물질들이 사용될 수 있으며, 일례로 용액 성분이 대부분인 하이드로젤(hydrogel)이 권장되나 이에 한정하지 않고 다양한 젤 타입의 물질이 사용될 수 있다.
- [54] [실시예 3]
- [55] 도 9 및 도 10은 본 발명의 제3실시예에 따른 인공 장을 나타낸 단면도 및 부분 절개 사시도이다.
- [56] 도 9 및 도 10에 도시된 바와 같이 본 발명의 제3실시예에 따른 인공 장(1000)은, 상기 제2세포층(200)과 상기 제3세포층(300)의 사이에 형성되어 상기 제2세포층(200)을 감싸도록 형성되며, 다수의 공극(400a)이 형성되는 폴리머층(400)을 포함하여 이루어질 수 있다.
- [57] 이는 폴리머층(400)이 제2세포층(200)과 제3세포층(300) 사이에 더 형성되어, 제2세포층(200)과 제3세포층(300) 사이에 폴리머층(400)이 개재된 형태로 형성되는 것이다. 즉, 제2세포층(200)의 외측에 제2세포층(200)을 감싸도록

폴리머층(400)이 더 형성되어 폴리머층(400)의 내측이 제2세포층(200)의 외측에 결합되고, 폴리머층(400)의 외측에 폴리머층(400)을 감싸도록 제3세포층(300)이 형성되어 제3세포층(300)의 내측이 폴리머층(400)의 외측에 결합될 수 있다. 이때, 제1세포층(100)과 제2세포층(200) 사이에 형성되는 폴리머층(400)이 제2폴리머층(402)이 되고, 제2세포층(200)과 제3세포층(300) 사이에 형성되는 폴리머층(400)이 제3폴리머층(402)이 될 수 있다. 그리하여 일례로 반경방향 외측으로 제1세포층(100), 제2폴리머층(402), 제2세포층(200), 제3폴리머층(403) 및 제3세포층(300)이 차례로 형성된 구조가 될 수 있다. 그리고 제3세포층(300)의 외측에는 폴리머층(400)이 한층 더 형성될 수도 있다. 또한, 도시된 바와 같이 제2폴리머층(402)이 없고 제1폴리머층(401) 및 제3폴리머층(403)이 있는 형태로 형성될 수도 있으며, 제1폴리머층(401)과 제2폴리머층(402)과 제3폴리머층(403)이 모두 있는 형태로 형성될 수도 있다. 이때, 제2폴리머층(402)이 없는 경우에는 제1세포층(100)에 제2세포층(200)이 직접 결합되어 있는 형태가 될 수 있으며, 제3폴리머층(403)이 없는 경우에는 제2세포층(200)이 제3세포층(300)과 직접 결합되어 있는 형태가 될 수 있다.

[58] [폴리머층의 실시예]

[59] 도 11 내지 도 14는 본 발명에 따른 폴리머층의 1층, 2층 구조 및 선형 구조, 링형 구조, 나선형 구조, 메쉬형 구조를 나타낸 사시도 및 평면도이다.

[60] 상기 폴리머층(400)은, 길이방향을 따라 직선 또는 곡선으로 형성되며 원주방향을 따라 이격되어 배열된 선형 구조; 나선형 구조; 링 형태로 형성되어 길이방향을 따라 이격되어 배열된 링형 구조; 및 격자형으로 형성된 메쉬형 구조; 중 선택되는 어느 하나 또는 둘 이상이 조합된 형태로 형성될 수 있다.

[61] 즉, 폴리머층(400)은 다수의 공극(400a)을 갖는 관형으로 형성되며, 도시된 바와 같이 다양한 형태로 공극(400a)이 형성될 수 있도록 선형 구조, 나선형 구조, 링형 구조 및 메쉬형 구조 등으로 형성될 수 있으며, 상기한 형태들 중 둘 이상의 형태가 조합된 형태로 형성될 수도 있다. 그리하여 폴리머층(400)에 의해 구조적이 강성이 향상되어 인공 장이 쉽게 뒤틀리거나 꺾이고 터지지 않을 수 있으며, 폴리머층(400)을 사이에 두고 결합된 제1세포층(100), 제2세포층(200) 및 제3세포층(300)들이 서로 용이하고 견고하게 결합될 수 있다. 그리고 폴리머층(400)은 상기한 구조 이외에도 다양한 형태로 형성될 수 있다.

[62] 또한, 상기 폴리머층(400)은 2층 구조로 형성될 수 있다. 즉, 도시된 바와 같이 선형 구조, 나선형 구조, 링형 구조 및 메쉬형 등이 2층으로 적층된 다층 구조로 형성될 수 있으며, 2가지 이상의 구조를 조합하여 2층으로 적층된 형태로 형성될 수 있다.

[63] 여기에서 상기 폴리머층(400)은, 제1층(410); 및 상기 제1층(410)의 외측을 감싸도록 형성된 제2층(420); 을 포함하여 이루어질 수 있다.

[64] 이는 도 12 및 도 13과 같이 선형 구조와 링형 구조 또는 선형 구조와 나선형 구조를 조합하여 2층으로 형성되는 것이며, 이와 같이 둘 이상의 구조를

조합하여 2층으로 폴리머층(400)이 형성됨으로써 인공 장의 반경방향으로 작용하는 내압성, 길이방향에 수직인 방향으로 작용하는 굽힘 강성 및 뒤틀림에 대한 강성이 향상되는 효과를 얻을 수 있다. 이때, 제1층(410)과 제2층(420)은 상기한 형태와 반대의 구조로 형성되어 제1층(410)에 링형 구조 또는 나선형 구조가 형성되고, 그 위에 선형 구조로 제2층(420)이 형성될 수도 있다. 또한, 여기에서 선형 구조는 도 14와 같은 메쉬형 구조로 대체될 수도 있다. 또한, 상기한 바와 같이 2층 구조로 폴리머층이 형성될 수 있으며, 층의 구분이 없이 복잡하게 얹혀 있는 섬유다발 형태나 메쉬형 구조가 2층으로 적층된 형태 등 다양하게 변형 실시될 수 있다.

- [65] 그리고 본 발명의 인공 장에서 특히 폴리머층(400)은 도 15와 같은 인공 장 제조 장치(1)를 이용해 제조될 수 있다. 여기에서 인공 장 제조 장치(1)는 크게 분사부(10), 가열부(13), 수집부(20), 분사위치조절부(30) 및 수집위치조절부(40)를 포함하여 이루어질 수 있으며, 폴리머 용액을 분사하여 폴리머층(400)을 이루는 각각의 층이 형성되도록 할 수 있다. 보다 상세하게, 분사부(10)의 수용부(11)로부터 폴리머 용액을 공급받아 노즐부(12)를 통해 분사할 수 있으며, 수용부(11)는 가열부(13)에 의해 가열됨으로써 수용부(11) 내부에 저장된 폴리머를 용융시킬 수 있으며 수용부(11)를 적정 온도로 유지시킬 수 있다. 즉, 수용부(11) 내에 고체 상태의 폴리머를 투입한 후 가열부(13)를 이용해 가열하면 고체 상태의 폴리머가 용융되어 액체 상태의 폴리머가 될 수 있으며, 폴리머 용액이 된 상태에서 적정 온도로 유지되어 노즐부(12)를 통해 폴리머 용액을 분사할 수 있다. 그리고 수집부(20)는 분사부(10)의 노즐부(12)를 통해 분사되는 폴리머 용액이 수집되도록 분사부(10)의 하부에 구비될 수 있으며, 수집부(20)의 외주면에 제1세포층(100)이 형성된 상태에서 노즐부(12)를 통해 폴리머 용액을 분사하여 제1세포층(100)의 외측에 폴리머층(400)이 형성되도록 할 수 있다. 또한, 분사위치조절부(30)는 분사부(10) 또는 수집부(20)를 x, y, z 방향으로 이동시켜 분사되는 폴리머 용액의 분사 위치가 조절되도록 할 수 있다. 또한, 수집위치조절부(40)는 수집부(20)의 양측 단부에 결합 고정되는 고정축(41)과 상기 고정축(41)을 회전시키는 구동부(42)를 포함하여 형성될 수 있다. 또한, 제어부(50)가 구동부(42) 및 수집위치조절부(40)에 연결되어 분사부(10)의 이동 및 수집부(20)의 회전을 제어할 수 있다. 그리하여 분사위치조절부(30)에 의해 분사부(10)가 이동할 수 있고, 수집위치조절부(40)에 의해 수집부(20)가 회전될 수 있어, 다양한 구조로 폴리머층(400)이 형성될 수 있다. 그리고 분사위치조절부(30) 및 수집위치조절부(40)는 분사부(10)와 수집부(20)가 상대적으로 x, y, z 방향으로 이동될 수 있도록 형성될 수 있으며, 수집부(20)가 회전될 수 있도록 형성되어, 분사되는 폴리머 용액의 분사 위치가 용이하게 조절되도록 할 수 있다. 또한, 제어부(50)에 의해 구동부(42)의 회전속도가 제어되어 다양한 형태의 폴리머층이 형성되도록 할 수 있다. 또한, 제어부(50)에 의해 노즐부(12)의

개폐를 제어하여

- [66] 또한, 분사부(10)는 다수개 형성되어 다수의 분사부(10)가 제어되어 다양한 형태의 폴리머층을 형성할 수 있으며, 다수의 분사부에 재질이 다른 폴리머가 수용되어, 2종류 이상의 폴리머로 폴리머층이 형성될 수도 있다. 또한, 인공 장 제조 장치(1)에는 제1세포층(100), 제2세포층(200) 및 제3세포층(300)을 형성하기 위한 각각의 분사부 및 수용부가 형성될 수 있다. 또한, 제어부(50)를 통해 노즐부들의 개폐를 제어하여 폴리머층을 형성하기 위한 원료 및 각각의 세포층을 형성하기 위한 원료가 분사되거나 분사되지 않도록 제어될 수 있다.
- [67] 그리고 상기 인공 장을 제조하는 방법은, 중심축을 기준으로 회전 가능하도록 형성된 관 또는 봉 형태의 수집부(20)의 상측에서 각 세포층 및 폴리머층의 원료가 각각 담긴 수용부를 포함한 분사부들을 통해 원료를 순차적으로 수집부로 분사하면서, 동시에 상기 수집부(20)의 회전 및 상기 수집부와 분사부들의 상대 이동을 통해 세포층 및 폴리머층이 형성되도록 할 수 있다.
- [68] 즉, 다양한 방법으로 인공 장을 제조할 수 있으나, 본 발명에서는 각 세포층 및 폴리머층의 원료가 각각 담긴 수용부를 포함한 분사부들과 관 또는 봉 형태의 수집부(20)의 상대 이동되면서 수집부(20)가 회전되어 세포층 및 폴리머층이 형성될 수 있으며, 이를 통해 인공 장을 제조할 수 있다. 일례로 수집부(20)는 구동부(42)에 연결되어 회전 가능하도록 형성되며, 분사부(10)는 다수개로 형성되어 제1세포층(100), 제2세포층(200) 및 제3세포층(300)을 형성하기 위한 원료가 각각 담겨있는 3개의 분사부와 폴리머층을 형성하기 위한 원료가 담겨있는 1개의 분사부를 포함해 총 4개의 분사부로 형성될 수 있다. 이때, 제3세포층(300)이 필요하지 않은 경우에는 총 3개의 분사부로 형성될 수 있다. 그리하여 제1세포층(100)의 외측에 폴리머층(400)이 형성되고 그 외측에 제2세포층(200)이 형성되도록 인공 장(1000)을 제조하는 경우에 대해 설명하면, 구동부(42)의 작동에 의해 관형의 수집부(20)가 회전되면서 제1세포층(100)의 재료인 장점막세포용액이 담겨있는 분사부에서 장점막세포용액을 수집부(20)로 연속 또는 불연속적으로 분사하면서 분사부(10)가 수집부(20)의 중심축 방향(x축 방향) 일측으로 점차 이동하여 관형의 제1세포층(100)이 만들어질 수 있다. 제1세포층(100)이 경화된 후에는 폴리머층(400)의 재료인 용융된 폴리머용액을 저장된 분사부에서 폴리머용액을 수집부(20)로 연속 또는 불연속적으로 분사하면서 수집부(20)의 회전 및 수집부(20)와 분사부와의 상대 이동을 통해 공극(400a)이 있는 다양한 형태의 폴리머층(400)이 형성될 수 있다. 폴리머층(400)이 경화되고 난 후에는 수집부(20)가 회전되면서 제2세포층(200)의 재료인 근육층세포용액이 담겨있는 분사부에서 근육층세포용액을 수집부(20)로 연속 또는 불연속적으로 분사하면서 분사부가 수집부(20)의 중심축 방향 일측으로 점차 이동하여 관형의 제2세포층(200)이 만들어질 수 있다. 이때, 제1세포층(100)과 제2세포층(200)을 형성함에 있어서, 분사부는 x축 방향으로 움직이지 않도록 고정된 상태에서 수집부(20)가 x축

방향으로 이동될 수도 있다. 이외에도 인공 장의 형태나 각 층을 이루는 재료의 배치에 따라 분사부의 이동속도, 이동방향 및 수집부의 회전속도, 분사부들의 개폐 순서 등이 변경되어 다양한 인공 장을 제조할 수 있다. 이때, 세포층들(100,200,300)은 모두 상기한 제1세포층(100)을 형성하는 방법과 동일한 방법으로 형성될 수 있으며, 폴리머층들(401,402,403)은 각각 상기한 폴리머층의 실시예에서 설명한 바와 같이 길이방향(수집부의 중심축 방향; x축 방향)을 따라 직선 또는 곡선으로 형성되며 원주방향을 따라 이격되어 배열된 선형 구조; 나선형 구조; 링 형태로 형성되어 길이방향을 따라 이격되어 배열된 링형 구조; 및 격자형으로 형성된 메쉬형 구조; 중 선택되는 어느 하나 또는 둘 이상이 조합된 형태로 형성될 수 있다. 또한, 상기 폴리머층(400)은 선형 구조, 나선형 구조, 링형 구조 및 메쉬형 등이 2층으로 적층된 다층 구조로 형성될 수 있으며, 2가지 이상의 구조를 조합하여 2층으로 적층된 형태를 이루도록 제조될 수 있다.

[69] 또한, 상기 각각의 수용부(11)에 담긴 세포층 및 폴리머층의 원료는 설정된 온도로 조절된 후 수집부(20)로 용액을 분사하여 각 세포층 및 폴리머층이 형성될 수 있다.

[70] 즉, 폴리머층의 원료가 되는 고체 상태의 폴리머를 용융시킬 수 있도록 폴리머층의 원료가 담긴 수용부의 온도가 조절될 수 있다. 그리고 폴리머층의 원료가 담긴 수용부는 최대 300°C 까지 가열이 가능할 수 있다. 또한, 각 세포층의 원료가 담긴 수용부들도 미리 설정된 온도로 냉각 및 가열되어 온도가 조절될 수 있다.

[71] 이때, 상기 폴리머층의 원료가 담긴 수용부는 폴리머층의 원료가 용융될 수 있는 온도 이상으로 가열되어 온도가 유지될 수 있으며, 상기 각 세포층의 원료가 담긴 수용부들은 -4°C 내지 40°C 범위의 저온 또는 상온 온도로 유지될 수 있다.

[72] 그리하여 폴리머층을 형성하기 적합한 온도로 폴리머가 용융되어 온도를 유지한 상태에서 폴리머가 분사될 수 있어 폴리머층의 형성이 용이할 수 있다. 또한, 각 세포층의 원료가 담긴 수용부들은 상기한 온도 범위로 냉각되거나 가열되어 온도가 유지될 수 있으며, 이에 따라 세포층의 원료에 따라 체온 정도의 온도를 유지하여 세포 특성이 향상되도록 하거나, 냉각을 하면서 분사되도록 하여 세포와 섞는 하이드로젤(hydrogel)의 특성이 향상되도록 할 수도 있다.

[73] 본 발명은 상기한 실시예에 한정되지 아니하며, 적용범위가 다양한 것은 물론이고, 청구범위에서 청구하는 본 발명의 요지를 벗어남이 없이 당해 본 발명이 속하는 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 누구든지 다양한 변형 실시가 가능한 것은 물론이다.

[74] - 부호의 설명 -

[75] 1000 : 인공 장

[76] 100 : 제1세포층 (장점막세포층)

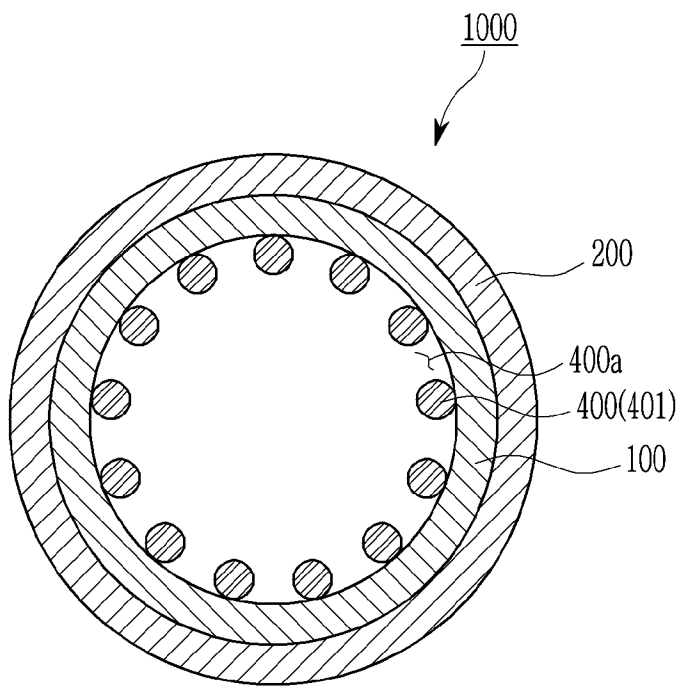
- [77] 200 : 제2세포층 (근육층세포층)
- [78] 300 : 제3세포층 (장막세포층)
- [79] 400 : 폴리머층 400a : 공극
- [80] 401 : 제1폴리머층 402 : 제2폴리머층
- [81] 403 : 제3폴리머층
- [82] 410 : 제1층 420 : 제2층
- [83] 1 : 인공 장 제조 장치
- [84] 10 : 분사부
- [85] 11 : 수용부 12 : 노즐부
- [86] 13 : 가열부
- [87] 20 ; 수집부
- [88] 30 : 분사위치조절부
- [89] 40 : 수집위치조절부
- [90] 41 : 고정축 42 : 구동부
- [91] 50 : 제어부

청구범위

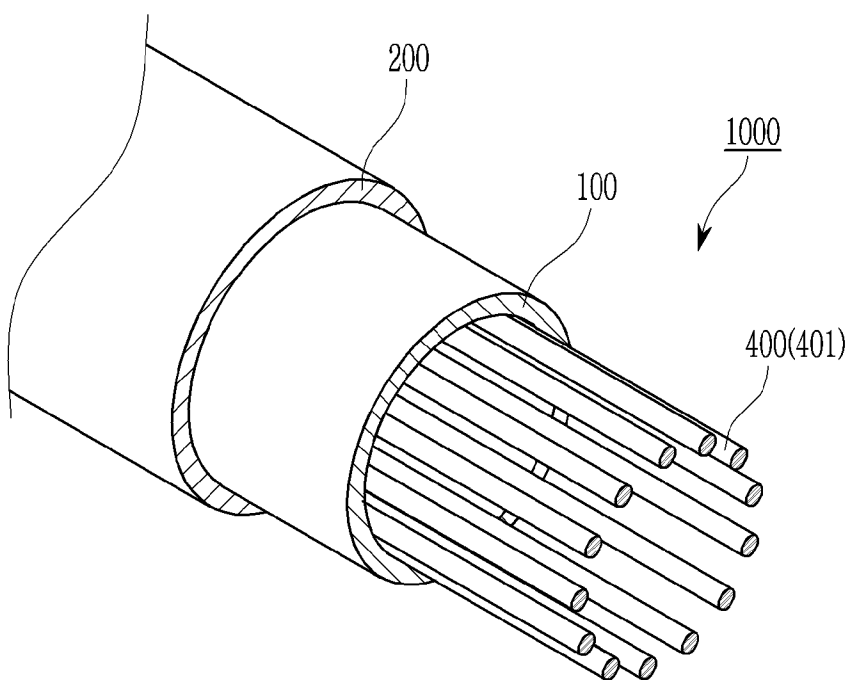
- [청구항 1] 막 형태의 관형으로 형성되며 순차적으로 외측을 감싸도록 배치된 복수의 세포층; 및
상기 복수의 세포층 중 적어도 하나의 내측에 형성되며, 다수의 공극을 갖는 폴리머층;
을 포함하는 인공 장.
- [청구항 2] 상기 세포층은,
제1세포층, 및 상기 제1세포층의 외측을 감싸도록 형성된 제2세포층을 포함하고,
상기 폴리머층은,
상기 제1세포층의 내측에 형성된 제1폴리머층, 및 상기 제1세포층과 상기 제2세포층 사이에 형성된 제2폴리머층, 중 적어도 하나를 포함하는 인공 장.
- [청구항 3] 제2항에 있어서,
상기 제1세포층은 장점막세포층이며,
배양된 장점막세포와 젤이 혼합된 용액인 장점막세포용액이 분사되어 형성된 인공 장.
- [청구항 4] 제2항에 있어서,
상기 제2세포층은 근육층세포층이며,
배양된 근육층세포와 젤이 혼합된 용액인 근육층세포용액이 분사되어 형성된 인공 장.
- [청구항 5] 제2항에 있어서,
상기 제2세포층의 외측을 감싸도록 형성되며, 막 형태의 관형으로 형성된 제3세포층을 더 포함하는 인공 장.
- [청구항 6] 제5항에 있어서,
상기 제3세포층은 장막세포층이며,
배양된 장막세포와 젤이 혼합된 용액인 장막세포용액이 분사되어 형성된 인공 장.
- [청구항 7] 제5항에 있어서,
상기 폴리머층은,
상기 제2세포층과 상기 제3세포층의 사이에 형성되며, 다수의 공극을 갖는 제3폴리머층을 더 포함하는 인공 장.
- [청구항 8] 제1항에 있어서,
상기 폴리머층은,
길이방향을 따라 직선 또는 곡선으로 형성되며 원주방향을 따라 이격되어 배열된 선형 구조; 나선형 구조; 링 형태로 형성되어 길이방향을 따라 이격되어 배열된 링형 구조; 및 격자형으로 형성된 메쉬형 구조; 중

- 선택되는 어느 하나 또는 둘 이상이 조합된 형태로 형성된 인공 장.
- [청구항 9] 제8항에 있어서,
상기 폴리머층은,
제1층, 및 상기 제1층의 외측을 감싸도록 형성된 제2층을 포함하며,
상기 제1층 및 상기 제2층은 각각 상기 선형 구조, 상기 나선형 구조, 상기 링형 구조, 및 상기 메쉬형 구조 중 선택되는 어느 하나로 이루어지는 인공 장.
- [청구항 10] 제1항 내지 제9항 중 어느 한 항의 인공 장을 제조하는 방법에 있어서,
중심축을 기준으로 회전 가능하도록 형성된 관 또는 봉 형태의 수집부의 상측에서 각 세포층 및 폴리머층의 원료가 각각 담긴 수용부를 포함한 분사부들을 통해 원료를 순차적으로 수집부로 분사하면서,
동시에 상기 수집부의 회전 및 상기 수집부와 분사부들의 상대 이동을 통해 세포층 및 폴리머층을 형성하는 인공 장 제조 방법.
- [청구항 11] 제10항에 있어서,
상기 폴리머층은,
상기 수집부의 길이방향을 따라 직선 또는 곡선으로 형성되며
원주방향을 따라 이격되어 배열된 선형 구조; 나선형 구조; 링 형태로 형성되어 길이방향을 따라 이격되어 배열된 링형 구조; 및 격자형으로 형성된 메쉬형 구조; 중 선택되는 어느 하나 또는 둘 이상이 조합된 형태를 이루도록 제조되는 인공 장 제조 방법.
- [청구항 12] 제10항에 있어서,
상기 각각의 수용부에 담긴 세포층 및 폴리머층의 원료는 설정된 온도로 조절된 후 수집부로 용액을 분사하여 각 세포층 및 폴리머층을 형성하는 인공 장 제조 방법.
- [청구항 13] 제12항에 있어서,
상기 폴리머층의 원료가 담긴 수용부는 폴리머층의 원료가 용융될 수 있는 온도 이상으로 가열되어 온도가 유지되며, 상기 각 세포층의 원료가 담긴 수용부들은 -4°C 내지 40°C 로 온도가 유지되는 인공 장 제조 방법.

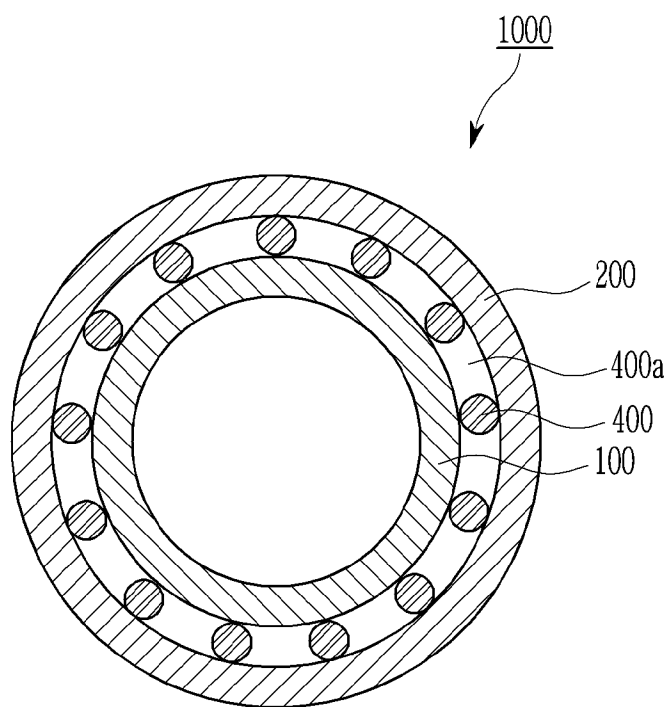
[도1]



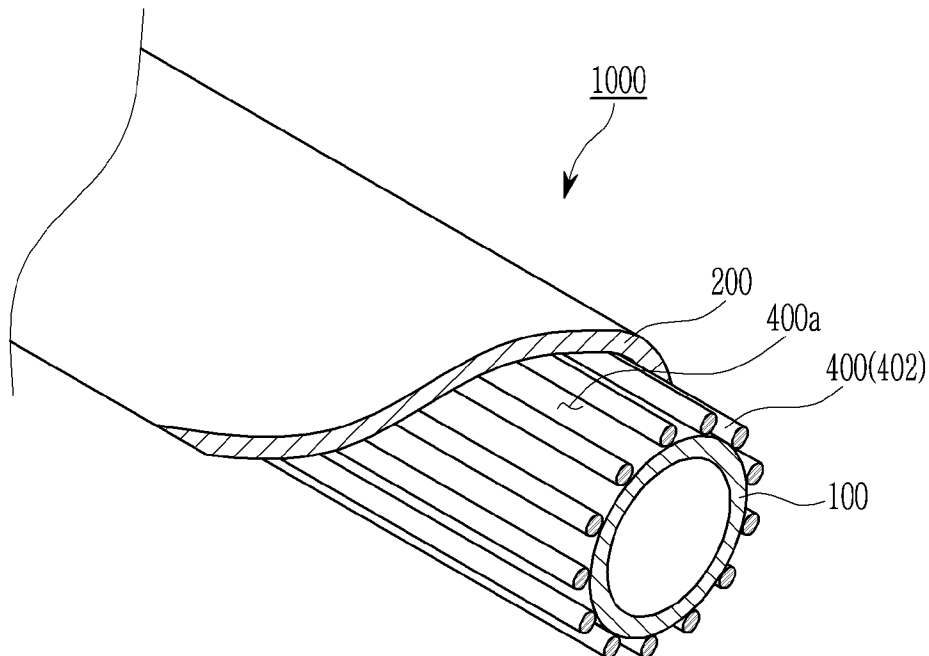
[도2]



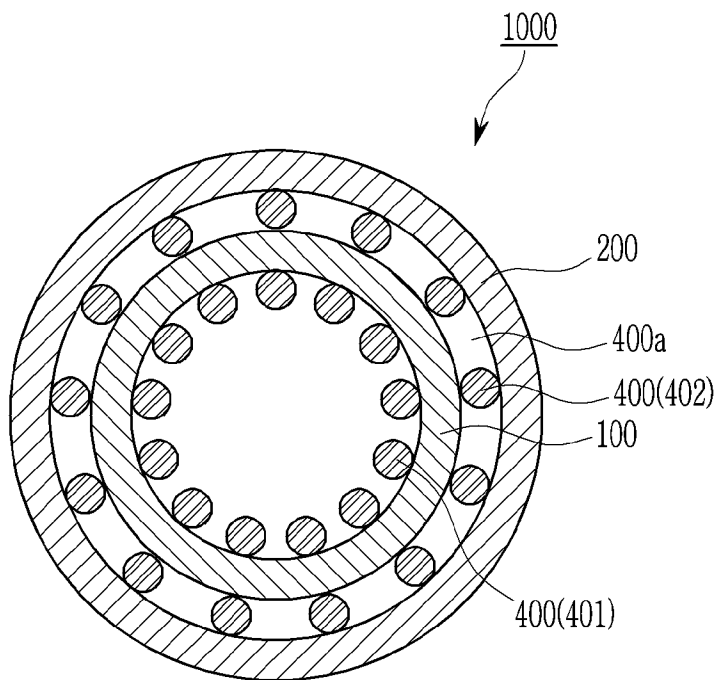
[도3]



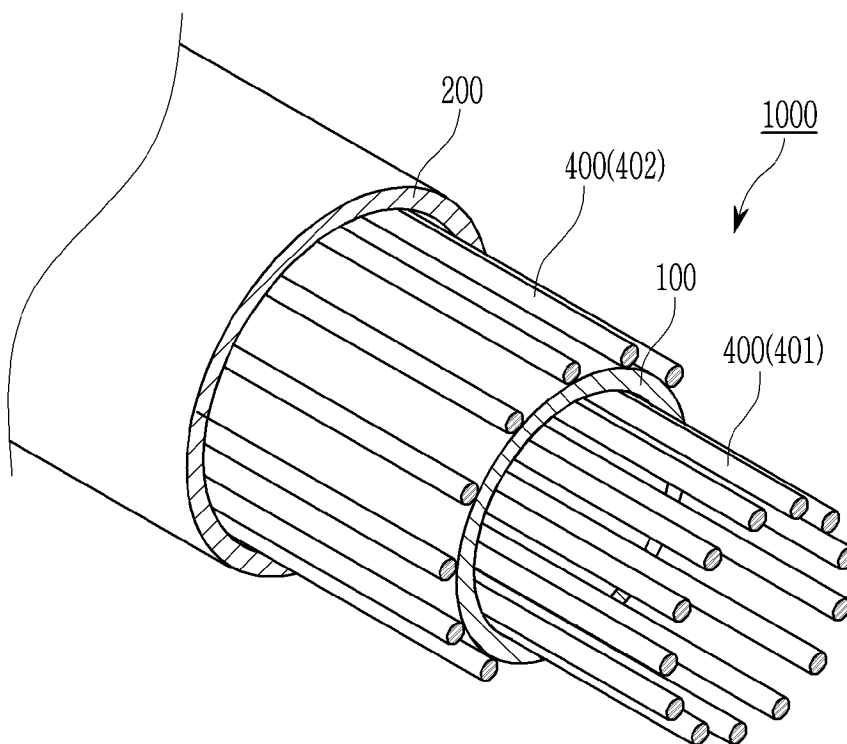
[도4]



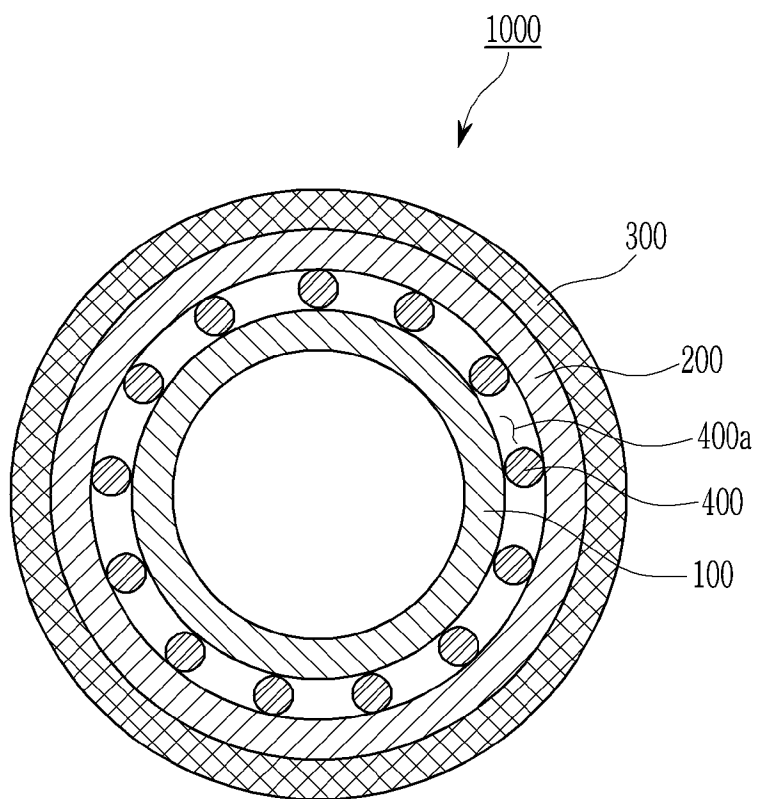
[도5]



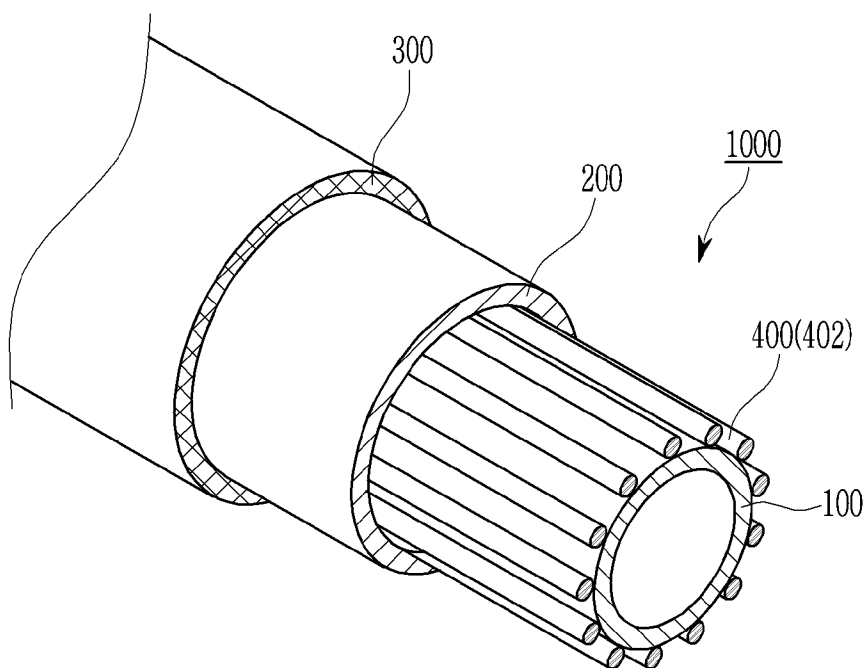
[도6]



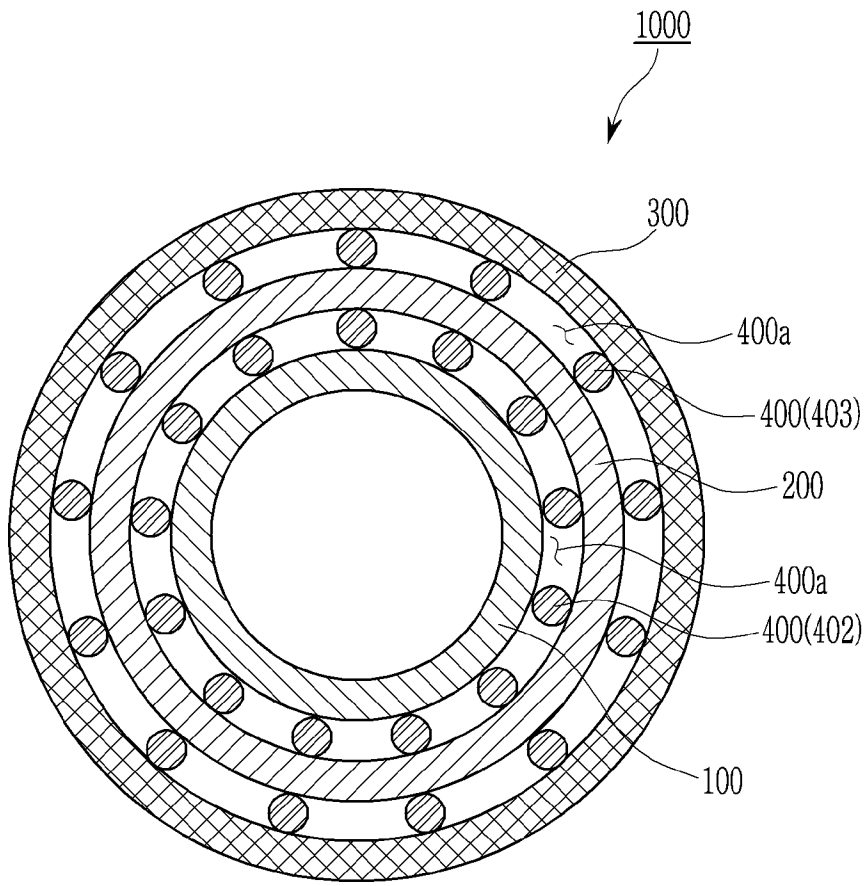
[도7]



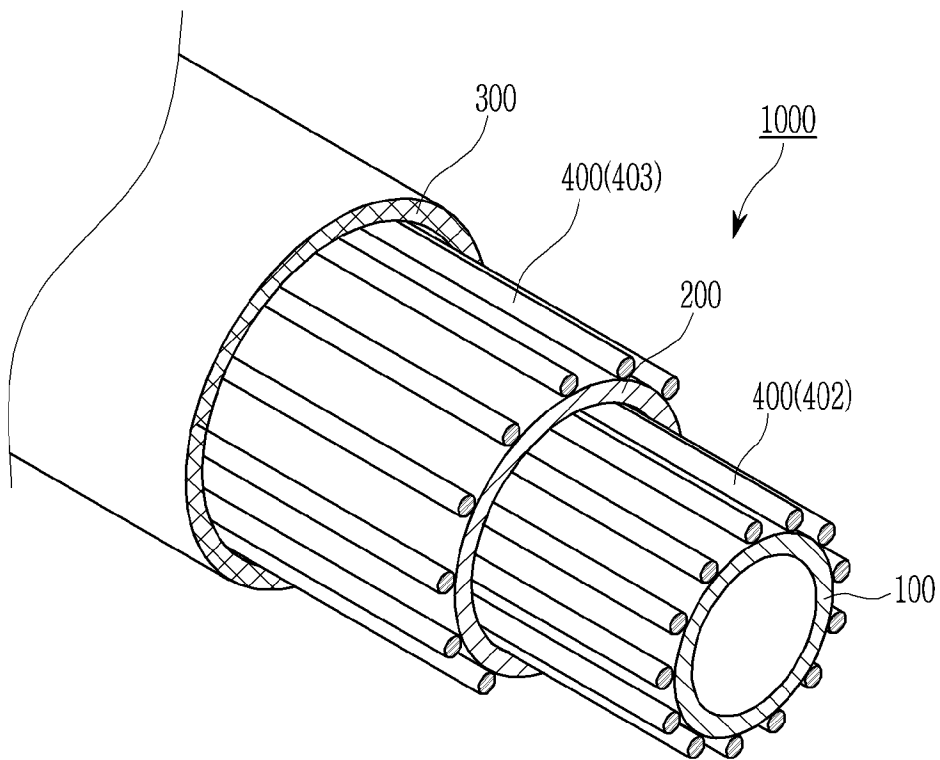
[도8]



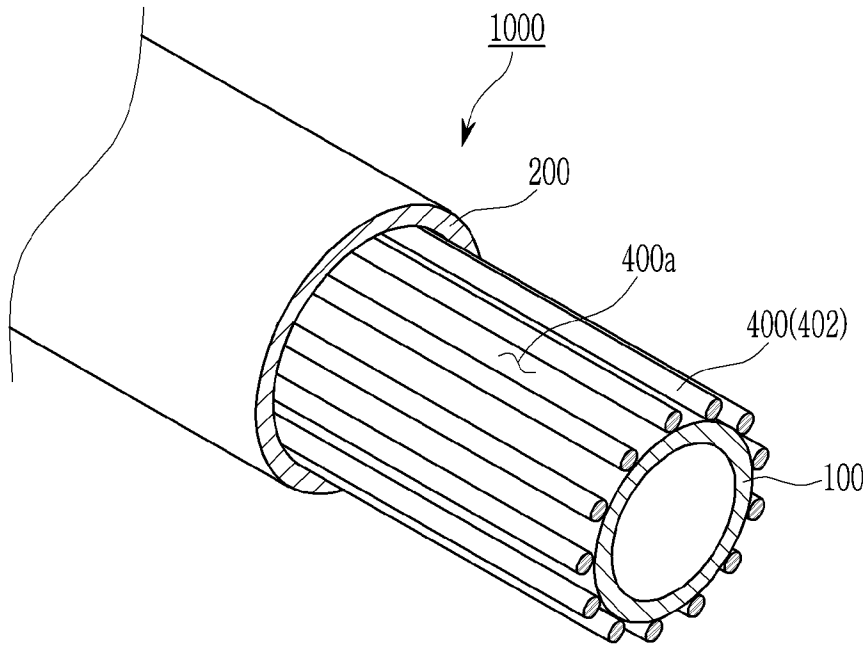
[도9]



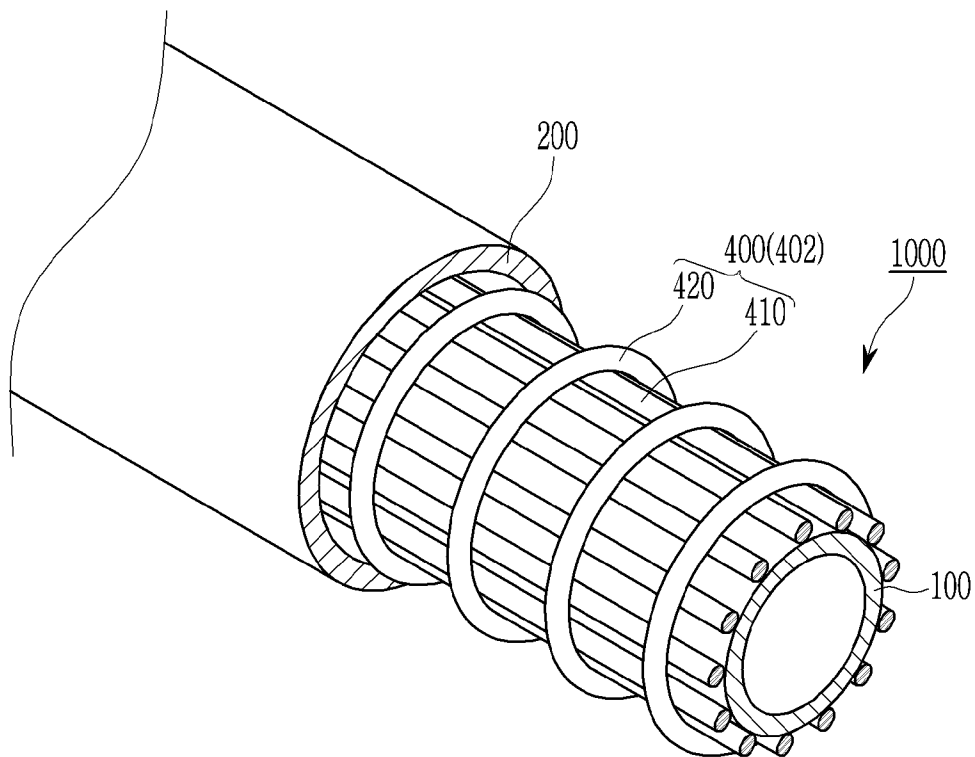
[도10]



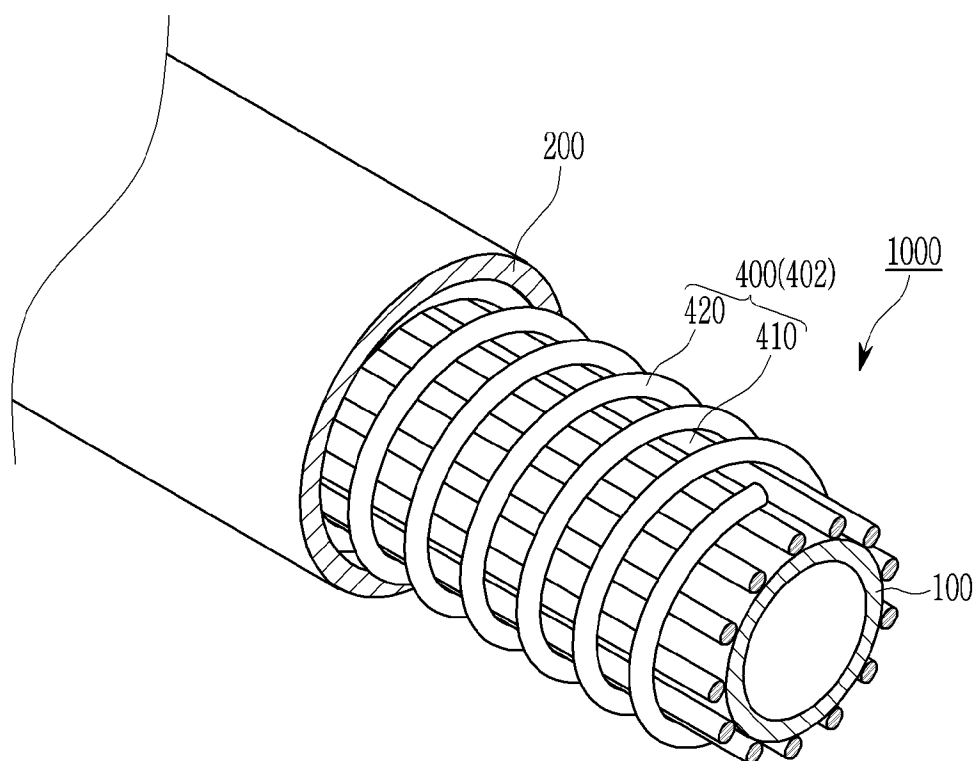
[도11]



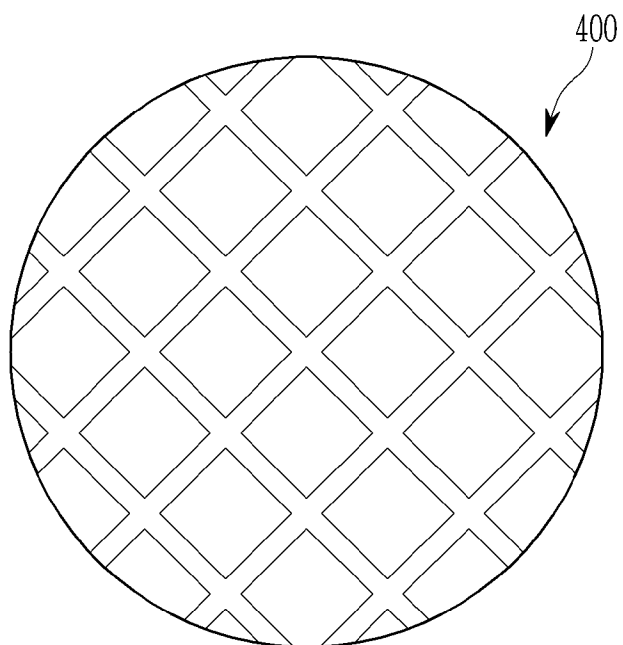
[도12]



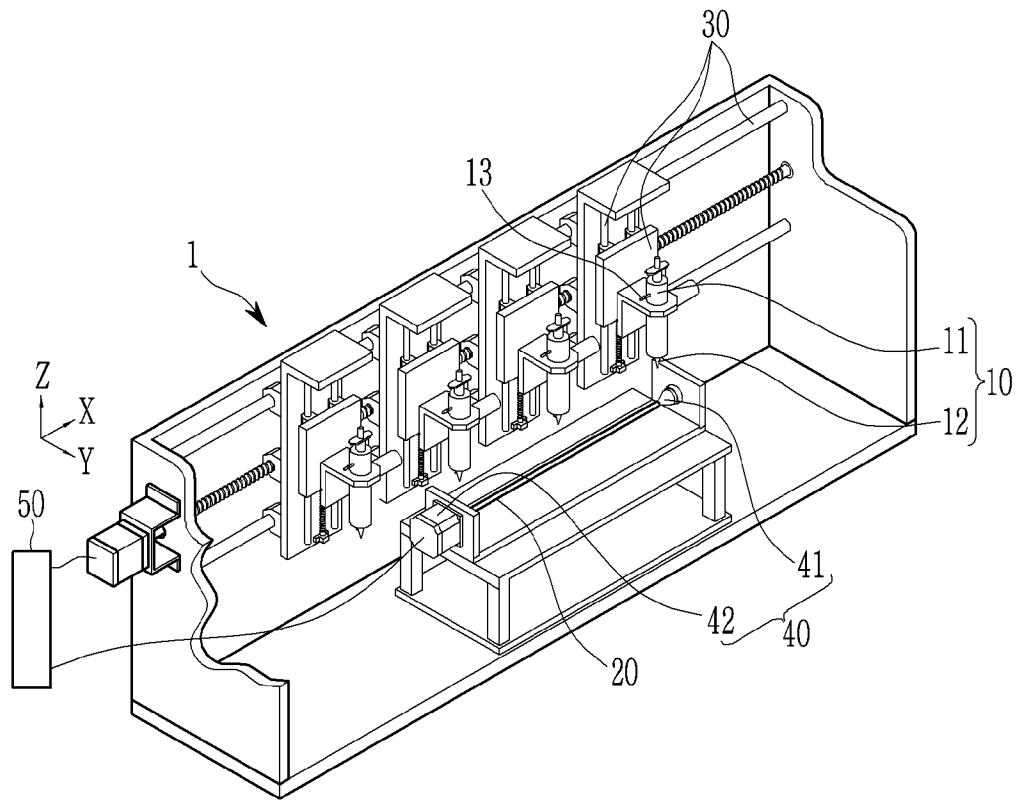
[도13]



[도14]



[도15]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2017/015367

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61F 2/04(2006.01)i, A61L 27/36(2006.01)i, A61L 27/56(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61F 2/04; A61F 2/08; A61F 2/02; A61F 2/06; C12N 5/07; A61L 27/54; A61L 27/38; A61L 27/36; A61L 27/56

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Korean Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Japanese Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

eKOMPASS (KIPO internal) & Keywords: cell layer, pore, polymer, artificial intestine, gel, intestinal mucosa cell, muscle layer cell, serosa cell

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	KR 10-2009-0117140 A (KOREA INSTITUTE OF MACHINERY & MATERIALS) 12 November 2009 See paragraphs [0002]-[0039]; claims 1, 2; and figures 1-5c.	1-13
Y	KR 10-2014-0084013 A (ORGANOVO, INC.) 04 July 2014 See paragraphs [0006]-[0010], [0013]; and figures 5, 10.	1-13
Y	KR 10-1569680 B1 (KOREA INSTITUTE OF MACHINERY & MATERIALS) 17 November 2015 See paragraphs [0032]-[0044], [0055]-[0066]; claims 1, 5; and figures 1-7.	3-13
A	JP 2003-527170 A (CHILDREN'S MEDICAL CENTER CORPORATION) 16 September 2003 See claim 1.	1-13
A	KR 10-2011-0033237 A (THE CURATORS OF THE UNIVERSITY OF MISSOURI) 30 March 2011 See claim 1; and figure 9. (Note: In order to clearly understand the claims, the present international search report has been written such that claim 2 is dependent on claim 1.)	1-13



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

24 APRIL 2018 (24.04.2018)

Date of mailing of the international search report

24 APRIL 2018 (24.04.2018)

Name and mailing address of the ISA/KR

Korean Intellectual Property Office
Government Complex-Daejeon, 189 Sconsa-ro, Daejeon 302-701,
Republic of Korea

Facsimile No. +82-42-481-8578

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2017/015367

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
KR 10-2009-0117140 A	12/11/2009	NONE	
KR 10-2014-0084013 A	04/07/2014	AU 2012-308715 A1	24/04/2014
		AU 2012-308724 A1	24/04/2014
		AU 2016-203930 A1	08/09/2016
		AU 2017-202721 A1	18/05/2017
		BR 112014005746 A2	28/03/2017
		BR 112014005752 A2	28/03/2017
		CA 2848043 A1	21/03/2013
		CA 2848044 A1	21/03/2013
		CN 103930066 A	16/07/2014
		CN 103946374 A	23/07/2014
		EP 2755599 A2	23/07/2014
		EP 2756073 A2	23/07/2014
		HK 1199812 A1	24/07/2015
		HK 1200483 A1	07/08/2015
		IL 231449 A	30/04/2014
		IL 231450 A	30/04/2014
		JP 2014-526318 A	06/10/2014
		JP 2014-531204 A	27/11/2014
		JP 2018-008064 A	18/01/2018
		KR 10-2014-0072883 A	13/06/2014
		RU 2014113639 A	20/10/2015
		RU 2014113641 A	20/10/2015
		RU 2623303 C2	23/06/2017
		US 2013-0164339 A1	27/06/2013
		US 2013-0190210 A1	25/07/2013
		WO 2013-040078 A2	21/03/2013
		WO 2013-040078 A3	10/05/2013
		WO 2013-040087 A2	21/03/2013
		WO 2013-040087 A3	10/05/2013
KR 10-1569680 B1	17/11/2015	NONE	
JP 2003-527170 A	16/09/2003	AT 329010 T	15/06/2006
		AU 2001-20963 A1	16/07/2001
		AU 2001-20963 B2	25/11/2004
		AU 2096301 A	16/07/2001
		AU 778222 B2	25/11/2004
		CA 2395674 A1	12/07/2001
		CA 2395674 C	06/02/2007
		DE 60028616 T2	11/01/2007
		EP 1261692 A1	04/12/2002
		EP 1261692 B1	07/06/2006
		ES 2264425 T3	01/01/2007
		US 6428802 B1	06/08/2002
		WO 01-49827 A1	12/07/2001
KR 10-2011-0033237 A	30/03/2011	AU 2009-271223 A1	21/01/2010

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2017/015367

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
		AU 2009-271223 B2	16/05/2013
		CA 2729559 A1	21/01/2010
		CA 2729559 C	03/01/2017
		CA 2949615 A1	21/01/2010
		CN 102124331 A	13/07/2011
		CN 102124331 B	30/10/2013
		EP 2310847 A2	20/04/2011
		EP 2310847 B1	04/05/2016
		EP 3059302 A1	24/08/2016
		HK 1157440 A1	18/07/2014
		JP 2011-525376 A	22/09/2011
		JP 2015-023867 A	05/02/2015
		JP 2016-187359 A	04/11/2016
		JP 5624981 B2	12/11/2014
		JP 5985570 B2	06/09/2016
		KR 10-1612049 B1	14/04/2016
		KR 10-1711354 B1	28/02/2017
		KR 10-2015-0116918 A	16/10/2015
		KR 10-2016-0043146 A	20/04/2016
		KR 10-2017-0020942 A	24/02/2017
		US 2010-0041134 A1	18/02/2010
		US 2012-0196343 A1	02/08/2012
		US 2014-0220685 A1	07/08/2014
		US 2017-0152474 A1	01/06/2017
		US 8143055 B2	27/03/2012
		US 8728807 B2	20/05/2014
		US 9556415 B2	31/01/2017
		WO 2010-008905 A2	21/01/2010
		WO 2010-008905 A3	27/05/2010

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

A61F 2/04(2006.01)i, A61L 27/36(2006.01)i, A61L 27/56(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

A61F 2/04; A61F 2/08; A61F 2/02; A61F 2/06; C12N 5/07; A61L 27/54; A61L 27/38; A61L 27/36; A61L 27/56

조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌

한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우))

eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 세포층, 공극, 폴리머, 인공 장, 젤, 장점막세포, 근육층세포, 장막세포

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
Y	KR 10-2009-0117140 A (한국기계연구원) 2009.11.12 단락 [0002]-[0039]; 청구항 1, 2; 및 도면 1-5c 참조.	1-13
Y	KR 10-2014-0084013 A (오가노보, 인크.) 2014.07.04 단락 [0006]-[0010], [0013]; 및 도면 5, 10 참조.	1-13
Y	KR 10-1569680 B1 (한국기계연구원) 2015.11.17 단락 [0032]-[0044], [0055]-[0066]; 청구항 1, 5; 및 도면 1-7 참조.	3-13
A	JP 2003-527170 A (CHILDREN'S MEDICAL CENTER CORPORATION) 2003.09.16 청구항 1 참조.	1-13
A	KR 10-2011-0033237 A (더 큐레이터스 오브 더 유니버시티 오브 미주리) 2011.03.30 청구항 1; 및 도면 9 참조. (참고: 청구범위를 명확하게 파악하기 위해서, 본 국제조사보고서는 청구항 2가 청구항 1의 종속항인 것으로 하여 작성되었습니다.)	1-13

☐ 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다.

☒ 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.

* 인용된 문헌의 특별 카테고리:

“A” 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌

“T” 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌

“E” 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌

“X” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다.

“L” 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌

“Y” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다.

“O” 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌

“&” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌

“P” 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌

국제조사의 실제 완료일

2018년 04월 24일 (24.04.2018)

국제조사보고서 발송일

2018년 04월 24일 (24.04.2018)

ISA/KR의 명칭 및 우편주소



대한민국 특허청
(35208) 대전광역시 서구 청사로 189,
4동 (둔산동, 정부대전청사)

팩스 번호 +82-42-481-8578

심사관

최상원

전화번호 +82-42-481-8291



국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
KR 10-2009-0117140 A	2009/11/12	없음	
KR 10-2014-0084013 A	2014/07/04	AU 2012-308715 A1 AU 2012-308724 A1 AU 2016-203930 A1 AU 2017-202721 A1 BR 112014005746 A2 BR 112014005752 A2 CA 2848043 A1 CA 2848044 A1 CN 103930066 A CN 103946374 A EP 2755599 A2 EP 2756073 A2 HK 1199812 A1 HK 1200483 A1 IL 231449 A IL 231450 A JP 2014-526318 A JP 2014-531204 A JP 2018-008064 A KR 10-2014-0072883 A RU 2014113639 A RU 2014113641 A RU 2623303 C2 US 2013-0164339 A1 US 2013-0190210 A1 WO 2013-040078 A2 WO 2013-040078 A3 WO 2013-040087 A2 WO 2013-040087 A3	2014/04/24 2014/04/24 2016/09/08 2017/05/18 2017/03/28 2017/03/28 2013/03/21 2013/03/21 2014/07/16 2014/07/23 2014/07/23 2014/07/23 2015/07/24 2015/08/07 2014/04/30 2014/04/30 2014/10/06 2014/11/27 2018/01/18 2014/06/13 2015/10/20 2015/10/20 2017/06/23 2013/06/27 2013/07/25 2013/03/21 2013/05/10 2013/03/21 2013/05/10
KR 10-1569680 B1	2015/11/17	없음	
JP 2003-527170 A	2003/09/16	AT 329010 T AU 2001-20963 A1 AU 2001-20963 B2 AU 2096301 A AU 778222 B2 CA 2395674 A1 CA 2395674 C DE 60028616 T2 EP 1261692 A1 EP 1261692 B1 ES 2264425 T3 US 6428802 B1 WO 01-49827 A1	2006/06/15 2001/07/16 2004/11/25 2001/07/16 2004/11/25 2001/07/12 2007/02/06 2007/01/11 2002/12/04 2006/06/07 2007/01/01 2002/08/06 2001/07/12
KR 10-2011-0033237 A	2011/03/30	AU 2009-271223 A1	2010/01/21

국제조사보고서에서
인용된 특허문헌

공개일

대응특허문헌

공개일

AU 2009-271223 B2	2013/05/16
CA 2729559 A1	2010/01/21
CA 2729559 C	2017/01/03
CA 2949615 A1	2010/01/21
CN 102124331 A	2011/07/13
CN 102124331 B	2013/10/30
EP 2310847 A2	2011/04/20
EP 2310847 B1	2016/05/04
EP 3059302 A1	2016/08/24
HK 1157440 A1	2014/07/18
JP 2011-525376 A	2011/09/22
JP 2015-023867 A	2015/02/05
JP 2016-187359 A	2016/11/04
JP 5624981 B2	2014/11/12
JP 5985570 B2	2016/09/06
KR 10-1612049 B1	2016/04/14
KR 10-1711354 B1	2017/02/28
KR 10-2015-0116918 A	2015/10/16
KR 10-2016-0043146 A	2016/04/20
KR 10-2017-0020942 A	2017/02/24
US 2010-0041134 A1	2010/02/18
US 2012-0196343 A1	2012/08/02
US 2014-0220685 A1	2014/08/07
US 2017-0152474 A1	2017/06/01
US 8143055 B2	2012/03/27
US 8728807 B2	2014/05/20
US 9556415 B2	2017/01/31
WO 2010-008905 A2	2010/01/21
WO 2010-008905 A3	2010/05/27