(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0054381
(43) 공개일자 2020년05월20일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61F 2/915 (2013.01) *A61F 2/89* (2013.01)
A61L 31/02 (2006.01) *A61L 31/14* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61F 2/915 (2013.01)
A61F 2/89 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0136958
(22) 출원일자 2018년11월09일
심사청구일자 2018년11월09일

(71) 출원인
주식회사 제노스
경기도 수원시 영통구 이의동 906-5 경기R&DB 1층
서강대학교산학협력단
서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)
(72) 발명자
정현용
서울특별시 강남구 삼성로 151, 10동 206호 (대치동, 선경아파트)
윤자성
강원도 강릉시 하평길 55, 송정주공아파트 205동 1501호
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인태하

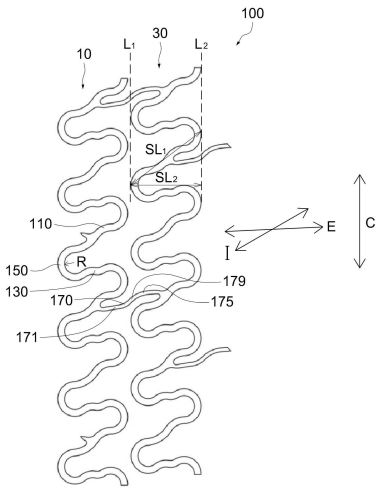
전체 청구항 수 : 총 9 항

(54) 발명의 명칭 **마그네슘 합금 스텐트**

(57) 요 약

본 발명은, 마그네슘 합금으로 형성되고, 원주 방향을 따라 지그 재그 배열되어 하나의 셀을 이루는 복수의 스트럿; 및 마그네슘 합금으로 형성되고, 상기 하나의 셀과 상기 하나의 셀에 인접한 다른 셀을 연결하는 브릿지를 포함하고, 상기 하나의 셀 및 상기 다른 셀 각각에서 상기 복수의 스트럿은, 제1 길이를 가지고, 상기 하나의 셀 및 상기 다른 셀이 연이어 배치되는 연장 방향에 경사진 경사 방향을 따라 배치되는 제1 스트럿; 및 상기 제1 길이보다 짧은 제2 길이를 가지고, 상기 연장 방향을 따라 배치되는 제2 스트럿을 포함하고, 상기 제1 스트럿 및 상기 제2 스트럿의 연결 부분은 설정된 곡률반경을 갖는 라운드부를 구성하는, 마그네슘 합금 스텐트를 제공한다.

대 표 도 - 도4



(52) CPC특허분류
A61L 31/028 (2013.01)
A61L 31/148 (2013.01)
A61F 2002/91525 (2013.01)
A61F 2002/91583 (2013.01)
A61F 2210/0004 (2013.01)

(72) 발명자
정성민
경기도 수원시 영통구 광교로 105, 경기 R AND DB 센터 1층 (이의동)
전용표
경기도 수원시 영통구 광교로 105, 경기 R AND DB 센터 1층 (이의동)
정수조
경기도 수원시 영통구 광교로 105, 경기 R AND DB 센터 1층 (이의동)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 HI18C0493
부처명 보건복지부
연구관리전문기관 한국보건산업진흥원
연구사업명 미래융합의료기기 개발
연구과제명 임상용 약물방출형 생체흡수성 마그네슘 관상동맥 스텐트 제품화 개발
기 여 율 1/1
주관기관 (주)제노스
연구기간 2018.07.01 ~ 2022.12.31

명 세 서

청구범위

청구항 1

마그네슘 합금으로 형성되고, 원주 방향을 따라 지그 재그 배열되어 하나의 셀을 이루는 복수의 스트럿; 및

마그네슘 합금으로 형성되고, 상기 하나의 셀과 상기 하나의 셀에 인접한 다른 셀을 연결하는 브릿지를 포함하고,

상기 하나의 셀 및 상기 다른 셀 각각에서 상기 복수의 스트럿은,

제1 길이를 가지고, 상기 하나의 셀 및 상기 다른 셀이 연이어 배치되는 연장 방향에 경사진 경사 방향을 따라 배치되는 제1 스트럿; 및

상기 제1 길이보다 짧은 제2 길이를 가지고, 상기 연장 방향을 따라 배치되는 제2 스트럿을 포함하고,

상기 제1 스트럿 및 상기 제2 스트럿의 연결 부분은 설정된 곡률반경을 갖는 라운드부를 구성하는, 마그네슘 합금 스텐트.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 브릿지는,

상기 하나의 셀의 상기 제1 스트럿의 중앙부와 상기 다른 셀의 상기 제1 스트럿의 중앙부를 연결하는, 마그네슘 합금 스텐트.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 브릿지는,

상기 라운드부에 대응하여, 상기 라운드부가 볼록한 방향과 동일한 방향을 따라 볼록한 형상을 갖는 볼록부를 포함하는, 마그네슘 합금 스텐트.

청구항 4

제2항에 있어서,

상기 브릿지는,

중앙의 변곡점을 중심으로, 기울기가 증가하는 기울기 증가 구간과, 기울기가 작아지는 기울기 감소 구간을 갖는 곡선 형태로 형성되는, 마그네슘 합금 스텐트.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 라운드부의 상기 곡률반경은,

상기 하나의 셀의 직경의 1/10인, 마그네슘 합금 스텐트.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 브릿지의 상기 원주 방향을 따르는 폭은,

상기 제1 스트럿 및 상기 제2 스트럿 각각의 상기 원주 방향을 따르는 폭보다 작은, 마그네슘 합금 스텐트.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 브릿지의 상기 원주 방향을 따르는 폭은,

상기 제1 스트럿 및 상기 제2 스트럿 각각의 상기 원주 방향을 따르는 폭의 절반인, 마그네슘 합금 스텐트.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 제1 스트럿 및 상기 제2 스트럿의 상기 원주 방향을 따르는 폭 각각은,

상기 제1 스트럿 및 상기 제2 스트럿의 상기 하나의 셀의 중심축을 향한 중심 방향을 따르는 두께 각각과 같거나 작은, 마그네슘 합금 스텐트.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 제1 스트럿, 상기 제2 스트럿, 및 상기 브릿지의 상기 하나의 셀의 중심축을 향한 중심 방향을 따르는 두께는,

상기 제1 스트럿, 상기 제2 스트럿, 및 상기 브릿지 모두 동일한, 마그네슘 합금 스텐트.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 혈관 확장에 사용되는 마그네슘 합금 스텐트에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0003] 일반적으로, 재협착과 같은 합병증은 경피적 경관 관상동맥 혈관형성(PTCA)과 같은 의학적 과정의 형태로 동맥경화증 치료를 받은 환자에게서 재발하는 문제이다.

[0004] 재협착은 흔히 스텐팅(Stenting)으로 알려진 과정에 의해 치료된다. 이때 침범된 동맥에 의학적 장치를 외과적으로 이식하여 위 과정 이후에 혈관이 폐쇄되는 것을 방지한다.

[0005] 스텐트(Stent)는 통상적으로 원통 형상이며 주로 티탄 또는 써지컬 스틸(Surgical steel)과 같은 생체적합성 금속으로 만들어진다. 대부분의 스텐트는 접을 수 있으며 경관 카테터를 통해 폐쇄된 동맥으로 전달된다.

[0006] 스텐트는 카테터에 부착되고, 자가 확장하거나 또는 일단 장치가 적소에 놓이면 후에 카테터와 함께 제거되는 스텐트 내부의 풍선의 팽창에 의해 확장될 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 이러한 스텐트는 혈관 내에 삽입된 채로 방치된다. 이러한 상황을 개선하기 위해서, 일정 기간 동안 혈관의 재협착을 방지하는 기능을 다한 후에, 스텐트가 분해되게 하는 방법이 고려될 수 있다.

[0009] 이를 위한 본 발명의 일 목적은, 일정 기간 후에 분해되는 재질로 형성되면서도 해당 재질에 의해 혈관 내 삽입 과정에서 발생할 수 있는 파손의 문제를 극복할 수 있는, 마그네슘 합금 스텐트를 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0011] 상기한 과제를 실현하기 위한 본 발명의 일 측면에 따른 마그네슘 합금 스텐트는, 마그네슘 합금으로 형성되고, 원주 방향을 따라 지그 재그 배열되어 하나의 셀을 이루는 복수의 스트럿; 및 마그네슘 합금으로 형성되고, 상기 하나의 셀과 상기 하나의 셀에 인접한 다른 셀을 연결하는 브릿지를 포함하고, 상기 하나의 셀 및 상기 다른 셀 각각에서 상기 복수의 스트럿은, 제1 길이를 가지고, 상기 하나의 셀 및 상기 다른 셀이 연이어 배치되는 연장 방향에 경사진 경사 방향을 따라 배치되는 제1 스트럿; 및 상기 제1 길이보다 짧은 제2 길이를 가지고, 상기 연장 방향을 따라 배치되는 제2 스트럿을 포함하고, 상기 제1 스트럿 및 상기 제2 스트럿의 연결 부분은 설정된 곡률반경을 갖는 라운드부를 구성할 수 있다.

[0012] 여기서, 상기 브릿지는, 상기 하나의 셀의 상기 제1 스트럿의 중앙부와 상기 다른 셀의 상기 제1 스트럿의 중앙부를 연결할 수 있다.

[0013] 여기서, 상기 브릿지는, 상기 라운드부에 대응하여, 상기 라운드부가 볼록한 방향과 동일한 방향을 따라 볼록한 형상을 갖는 볼록부를 포함할 수 있다.

[0014] 여기서, 상기 브릿지는, 중앙의 변곡점을 중심으로, 기울기가 증가하는 기울기 증가 구간과, 기울기가 작아지는 기울기 감소 구간을 갖는 곡선 형태로 형성할 수 있다.

[0015] 여기서, 상기 라운드부의 상기 곡률반경은, 상기 하나의 셀의 직경의 1/10일 수 있다.

[0016] 여기서, 상기 브릿지의 상기 원주 방향을 따르는 폭은, 상기 제1 스트럿 및 상기 제2 스트럿 각각의 상기 원주 방향을 따르는 폭보다 작을 수 있다.

[0017] 여기서, 상기 브릿지의 상기 원주 방향을 따르는 폭은, 상기 제1 스트럿 및 상기 제2 스트럿 각각의 상기 원주 방향을 따르는 폭의 절반일 수 있다.

[0018] 여기서, 상기 제1 스트럿 및 상기 제2 스트럿의 상기 원주 방향을 따르는 폭 각각은, 상기 제1 스트럿 및 상기 제2 스트럿의 상기 하나의 셀의 중심축을 향한 중심 방향을 따르는 두께 각각과 같거나 작을 수 있다.

[0019] 여기서, 상기 제1 스트럿, 상기 제2 스트럿, 및 상기 브릿지의 상기 하나의 셀의 중심축을 향한 중심 방향을 따르는 두께는, 상기 제1 스트럿, 상기 제2 스트럿, 및 상기 브릿지 모두 동일할 수 있다.

[0020]

발명의 효과

[0021] 상기와 같이 구성되는 본 발명에 관련된 마그네슘 합금 스텐트에 의하면, 마그네슘 합금 재질로 형성됨에 의해 스텐트는 일정 기간 후에는 스스로 분해되어 혈관에 흡수될 수 있다.

[0022] 또한, 그러한 스텐트는 혈관 내 삽입을 위한 압축 및 팽창 과정에서 파손이 발생하지 않도록 하는 최적의 구조적 설계를 가질 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0024] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 마그네슘 합금 스텐트(100)와 비교되는 마그네슘 합금으로 만든 스텐트의

파손 사례를 보인 사진이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 마그네슘 합금 스텐트(100)의 일 부분을 보인 사시도이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 마그네슘 합금 스텐트(100)를 펼쳐보인 평면도이다.

도 4는 도 3의 일 부분에 대한 확대 평면도이다.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 마그네슘 합금 스텐트(100)의 성능을 나타내는 그래프이다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 마그네슘 합금 스텐트(100)가 압축된 상태를 보인 사진이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0025] 이하, 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 마그네슘 합금 스텐트에 대하여 첨부한 도면을 참조하여 상세히 설명한다. 본 명세서에서는 서로 다른 실시예라도 동일·유사한 구성에 대해서는 동일·유사한 참조번호를 부여하고, 그 설명은 처음 설명으로 갈음한다.

[0026] 본 발명의 일 실시예에 따른 마그네슘 합금 스텐트(100)는 마그네슘 합금 재질로 형성된다. 이러한 마그네슘 합금 스텐트(100)는 일정 기간이 경과한 후에는 혈관에 흡수되어 분해될 수 있다. 이러한 기능을 달성하기 위하여, 마그네슘 합금 스텐트(100)는, 이트리움 3.7 내지 4.3 중량%, 희토류 2.4 내지 4.4 중량%, 지르코늄 0.4 중량%, 및 잔여분인 마그네슘으로 구성될 수 있다.

[0027] 이러한 마그네슘 합금은, 그 분해 성능에 의해 강도 면에서는 기존의 스텐트 재질인 코발트-크롬 합금 등과 다른 특성을 가진다. 구체적으로, 마그네슘 합금 스텐트(100)에 사용되는 마그네슘 합금은, 코발트-크롬에 비해, 강도는 1/5 수준이고 신율은 1/10 수준에 불과하다.

[0028] 이에 대한 실험 자료로서, 마그네슘 합금 스텐트(100)에 사용되는 마그네슘 합금을 인장강도 및 압축강도 면에서 기존의 코발트-크롬 합금 등과 비교한 내용은 다음 표와 같다.

표 1

[0030]

	마그네슘 합금	코발트-크롬 합금	PLLA
외경/내경(㎜)	1.92/1.66	1.60/1.36	3.00/2.76
인장강도(MPa)	203	1050	56
압축강도(MPa)	41.8	209	2.3

[0032] 인장 실험에서 인장 속도는 200 ㎜/min이고, 게이지 길이는 10 ㎜이며, 로드셀에는 1,000 N이 가해졌다. 압축 실험에서 압축 속도는 1.00 ㎜/min이고, 스텐트의 외경의 50%로 압축될 때까지 진행되었으며, 로드셀에는 250 N이 가해졌고, 스텐트의 길이는 5 ㎜ 였다.

[0033] 이러한 마그네슘 합금을 이용하되 통상적인 설계에 따른 스텐트의 특성은 도 1을 참조하여 설명한다.

[0034] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 마그네슘 합금 스텐트(100)와 비교되는 마그네슘 합금 스텐트의 파손 사례를 보인 사진이다.

[0035] 도 1을 참조하면, 이러한 마그네슘 합금의 특성에 의해, 마그네슘 합금 스텐트를 다른 재질의 스텐트와 같은 디자인으로 설계 시에 그 스텐트는 압축 및 팽창 과정에서 파손될 수 있다.

[0036] 이러한 마그네슘 합금 재질의 자연 분해 능력은 그대로 활용하면서도, 압축 및 팽창 과정에서의 파손 문제를 해결하기 위한 구조적 설계의 내용은 도 2 등을 참조하여 설명한다.

[0037] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 마그네슘 합금 스텐트(100)의 일 부분을 보인 사시도이고, 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 마그네슘 합금 스텐트(100)를 펼쳐보인 평면도이다.

[0038] 본 도면들을 참조하면, 마그네슘 합금 스텐트(100)는 서로 연이어 배치되는 복수의 셀(10, 30)을 가질 수 있다. 셀(10, 30)은 대체로 원형 고리 형태를 이룬다. 그에 의해, 셀(10, 30) 각각이 연장되는 외주 방향은 원주 방향(C)이라 칭해지고, 셀(10, 30)들이 연이어 배치되는 방향은 연장 방향(E)이라 칭해질 수 있다. 셀(10, 30)의 중

심축을 향한 방향은 중심 방향(D)이라 칭해질 수 있다. 또한, 본 도면에서는 셀이 모두 6개가 있으나, 편의상 첫 번째 셀(10)과 두 번째 셀(30)에 대해서만 도면부호를 부여하였다. 여기서, 첫 번째 셀(10)은 하나의 셀, 두 번째 셀(30)은 다른 셀이라고 칭해질 수 있다. 이러한 지칭법은 두 번째 셀(30)과 세 번째 셀, 세 번째 셀과 네 번째 셀 등의 관계에서도 성립한다.

[0039] 마그네슘 합금 스텐트(100)는 하나의 셀(10)과 다른 셀(30)이 연장 방향(E)을 따라 연이어 배치됨에 의해, 대체로 파이프 형상을 이룬다. 이러한 마그네슘 합금 스텐트(100)의 구조는 혈관 내에 삽입된 때에 혈관 내의 피의 유동 단면적을 넓혀주기 위해 사용되는데 적합하다.

[0040] 하나의 셀(10) 및 다른 셀(30)을 이루는 기본 구조체는 스트럿(Strut)이다. 스트럿은 앞서 설명한 마그네슘 합금 재질로 형성된다. 스트럿은 대체로 사각형인 단면의 와이어 형태를 가질 수 있다. 스트럿은 하나의 셀(10) 또는 다른 셀(30) 각각에서, 원주 방향을 따라 지그 재그 형태로 배열될 수 있다. 이러한 스트럿은, 구체적으로 제1 스트럿(110)과 제2 스트럿(130)으로 구분될 수 있다. 제1 스트럿(110)은 연장 방향(E)에 경사진 경사 방향(I)을 따라 배치되는 것이라면, 제2 스트럿(130)은 연장 방향(E)을 따라 배치되는 것이다. 제1 스트럿(110)과 제2 스트럿(130)의 연결 부분은 설정된 곡률반경을 갖는 라운드부(150)를 구성할 수 있다. 제1 스트럿(110)과 제2 스트럿(130), 나아가 라운드부(150)는 일체로 형성될 수 있다.

[0041] 브릿지(170)는 하나의 셀(10)과 다른 셀(30)을 연결하는 구성이다. 브릿지(170)는 하나의 셀(10)의 제1 스트럿(110)과 다른 셀(30)의 제1 스트럿(110)을 연결할 수 있다. 구체적으로, 각 제1 스트럿(110)의 중앙부들에 브릿지(170)가 각각 연결된다. 브릿지(170)는 각 제1 스트럿(110)들과 일체로 형성될 수 있다.

[0042] 이상의 마그네슘 합금 스텐트(100)의 보다 구체적인 구조적 설계 사항에 대해서는 도 4를 참조하여 설명한다.

[0043] 도 4는 도 3의 일 부분에 대한 확대 평면도이다.

[0044] 본 도면을 참조하면, 제1 스트럿(110)은 제1 길이(SL_1)를 가지고 제2 스트럿(130)은 제2 길이(SL_2)를 가질 때, 제2 길이(SL_2)는 제1 길이(SL_1)보다 짧은 것이 된다. 편의상 다른 셀(30)을 기준으로 할 때, 제1 길이(SL_1)는 인접한 라운드부(150)에서의 접선을 연결하는 길이가 된다. 나아가, 제2 길이(SL_2)는 다른 셀(30)의 양측 라운드부(150)들을 연결하는 두 개의 라인(L_1 및 L_2) 간의 간격이 된다. 구체적으로, 마그네슘 합금 스텐트(100)의 직경이 3.0 ㎜로 설계된 상황에서, 제1 길이(SL_1)는 1.8 ㎜ 내지 1.9 ㎜로 설계될 수 있다. 이 경우, 제2 길이(SL_2)는 1.5 ㎜ 내지 1.6 ㎜가 되도록 설계될 수 있다.

[0045] 제1 스트럿(110), 제2 스트럿(130), 나아가 브릿지(170)의 두께는 서로 동일하나, 그들의 폭은 서로 다를 수 있다. 여기서, 제1 스트럿(110), 제2 스트럿(130), 나아가 브릿지(170)의 두께는 하나의 셀(10)의 셀의 중심축을 향한 중심 방향(D)을 따르는 각각의 길이로 정의된다. 그에 반해, 폭은 하나의 셀(10)의 원주 방향(C)을 따르는 각각의 길이로 정의된다. 제1 스트럿(110)과 제2 스트럿(130)의 폭은 그 두께와 동일하거나 작은 것이 된다. 구체적으로, 마그네슘 합금 스텐트(100)의 직경이 3.0 ㎜로 설계된 상황에서, 제1 스트럿(110)과 제2 스트럿(130)의 두께는 0.14 ㎜ 내지 0.16 ㎜로 설계될 수 있다. 그 경우, 제1 스트럿(110)과 제2 스트럿(130)의 폭은 0.14 ㎜ 내지 0.15 ㎜로 설계될 수 있다. 이는 스텐트(100)의 압축 시에 스트럿 간의 근접 시에 상호 간섭되는 정도를 줄이면서도 스트럿들의 강도를 확보할 수 있게 한다.

[0046] 라운드부(150)의 곡률반경(R)은 하나의 셀(10)의 직경의 1/10에 상당하는 값을 가진다. 구체적으로, 마그네슘 합금 스텐트(100)의 직경이 3.0 ㎜로 설계된 상황에서, 곡률반경(R)은 0.29 ㎜ 내지 0.30 ㎜로 설계된다. 이러한 라운드부(150)는 그 곡률반경(R)에 의해 압축 시에 압축에 저항하지 않고 부드럽게 압축에 순응하게 된다.

[0047] 브릿지(170)는 라운드부(150)의 볼록한 방향과 동일한 방향을 따라 볼록한 볼록부를 가질 수 있다. 구체적으로, 하나의 셀(10)의 라운드부(150)에 대응하는 제1 볼록부(171)와, 다른 셀(30)의 라운드부(150)에 대응하는 제2 볼록부(175)가 형성될 수 있다. 여기서, 제1 볼록부(171)는 도면상 하방을 향해 볼록하다면, 제2 볼록부(175)는 도면상 상방을 향해 볼록하게 된다. 이렇게 제1 볼록부(171)와 제2 볼록부(175)가 만나는 점은, 서로 반대 방향으로 볼록한 곡선이 서로 만나는 변곡점(179)이될 수 있다. 변곡점(179)을 중심으로 보면, 제1 볼록부(171)는 기울기가 증가하는 기울기 증가 구간이라 칭해질 수 있다. 이와 달리, 제2 볼록부(175)는 기울기가 감소하여 기술기 감소 구간이라 칭해질 수 있다. 결과적으로, 브릿지(170)는 스텐트(100)의 압축 시에 하나의 셀(10) 및 다른 셀(30) 각각에서 인접한 라운드부(150)와의 간섭이 최소화되게 형성되는 것이다.

[0048] 브릿지(170)의 폭은 제1 스트럿(110) 및 제2 스트럿(130)의 폭보다는 작은 것이다. 구체적으로, 브릿지(170)의

폭은 제1 스트럿(110) 등의 폭의 절반일 수 있다. 앞서와 같이, 제1 스트럿(110) 및 제2 스트럿(130)의 폭이 0.14 ㎜ 내지 0.15 ㎜로 설계될 때, 브릿지(170)의 폭은 0.07 ㎜ 내지 0.08 ㎜로 설계된다. 이는 스텐트(100)의 압축 시에 브릿지(170)가 스트럿들 사이에 위치하면서도 그들과 충돌하여 파손되는 일이 없도록 하는 구조적 설계 사항이 된다.

[0049] 이상의 구체적 설계 조건에 따른 마그네슘 합금 스텐트(100)의 성능은 도 5 및 도 6을 참조하여 설명한다.

[0050] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 마그네슘 합금 스텐트(100)의 성능을 나타내는 그래프이고, 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 마그네슘 합금 스텐트(100)가 압축된 상태를 보인 사진이다.

[0051] 도 5를 참조하면, 마그네슘 합금 스텐트(100)는 직경이 3.0 ㎜인 초기 상태에서 1.8 ㎜ 가량 압축(변위)될 수 있다. 이 경우에, 마그네슘 합금 스텐트(100)의 반경 방향 팽창력은 0.25 N/㎜ 가까이에 이르게 된다. 이는 기준치인 0.2 N/㎜ 가량을 넘어서는 것으로서, 마그네슘 합금 스텐트(100)는 파손 없이 정상적인 팽창력을 발휘하는 것이 된다.

[0052] 도 6을 추가로 참조하면, 마그네슘 합금 스텐트(100)는 직경이 3.0 ㎜인 초기 상태에서 1.14 ㎜가 되도록 압축되었다. 이때 마그네슘 합금 스텐트(100)는 스트럿이나 브릿지 등에서 파손 없이 안정적 형태로서 유지되고 있음을 확인할 수 있다. 구체적으로, 브릿지는 그 형상에 의해 제1 스트럿과 제2 스트럿, 나아가 라운드부에 의해서도 간섭되거나 파손되지 않고 견고하게 유지되고 있음이 확인된다.

[0053] 상기와 같은 마그네슘 합금 스텐트는 위에서 설명된 실시예들의 구성과 작동 방식에 한정되는 것이 아니다. 상기 실시예들은 각 실시예들의 전부 또는 일부가 선택적으로 조합되어 다양한 변형이 이루어질 수 있도록 구성될 수도 있다.

부호의 설명

[0055] 10: 하나의 셀 20: 다른 셀

100: 마그네슘 합금 스텐트 110: 제1 스트럿

130: 제2 스트럿 150: 라운드부

170: 브릿지 171: 제1 볼록부

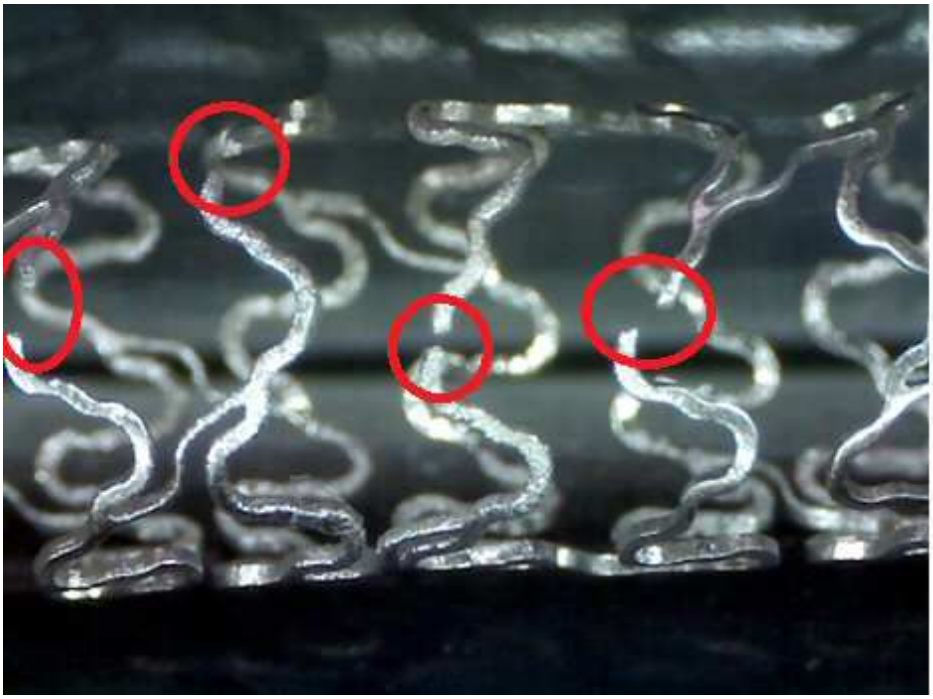
175: 제2 볼록부 179: 변곡점

C: 원주 방향 D: 중심 방향

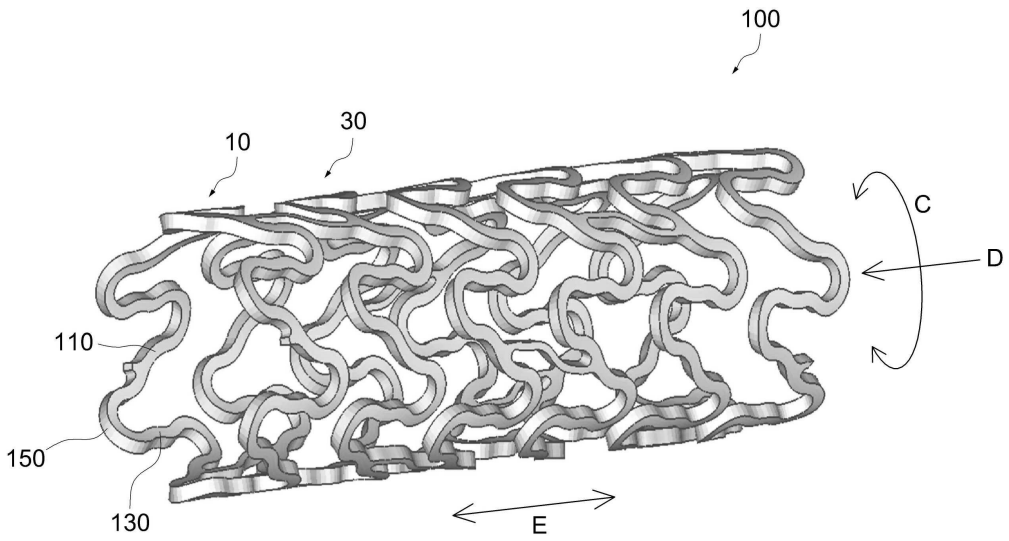
E: 연장 방향 I: 경사 방향

도면

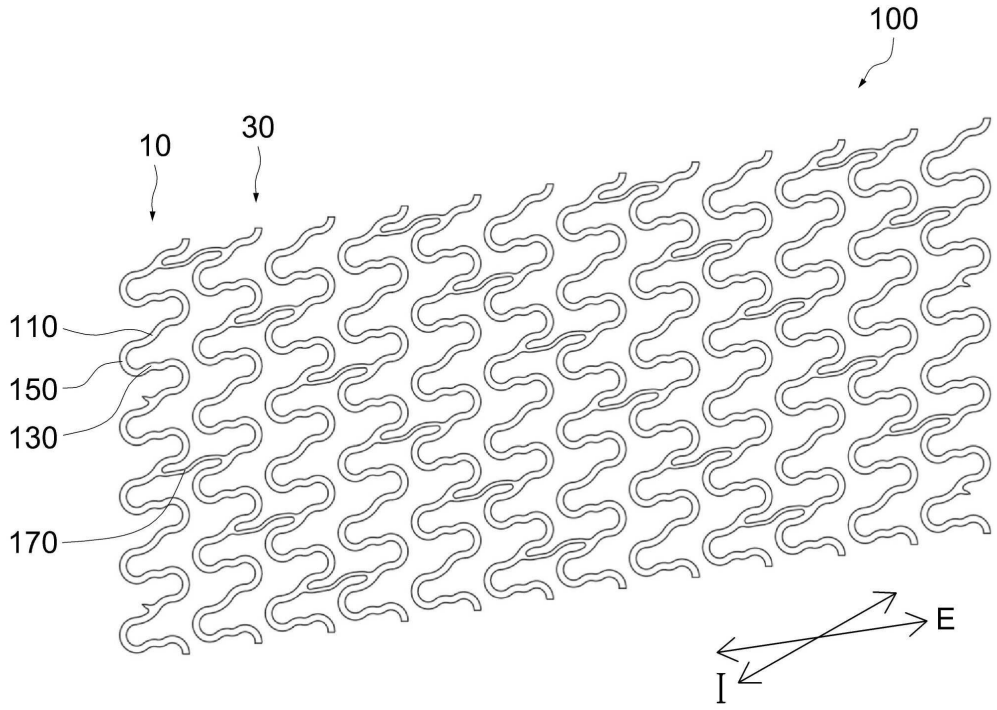
도면1



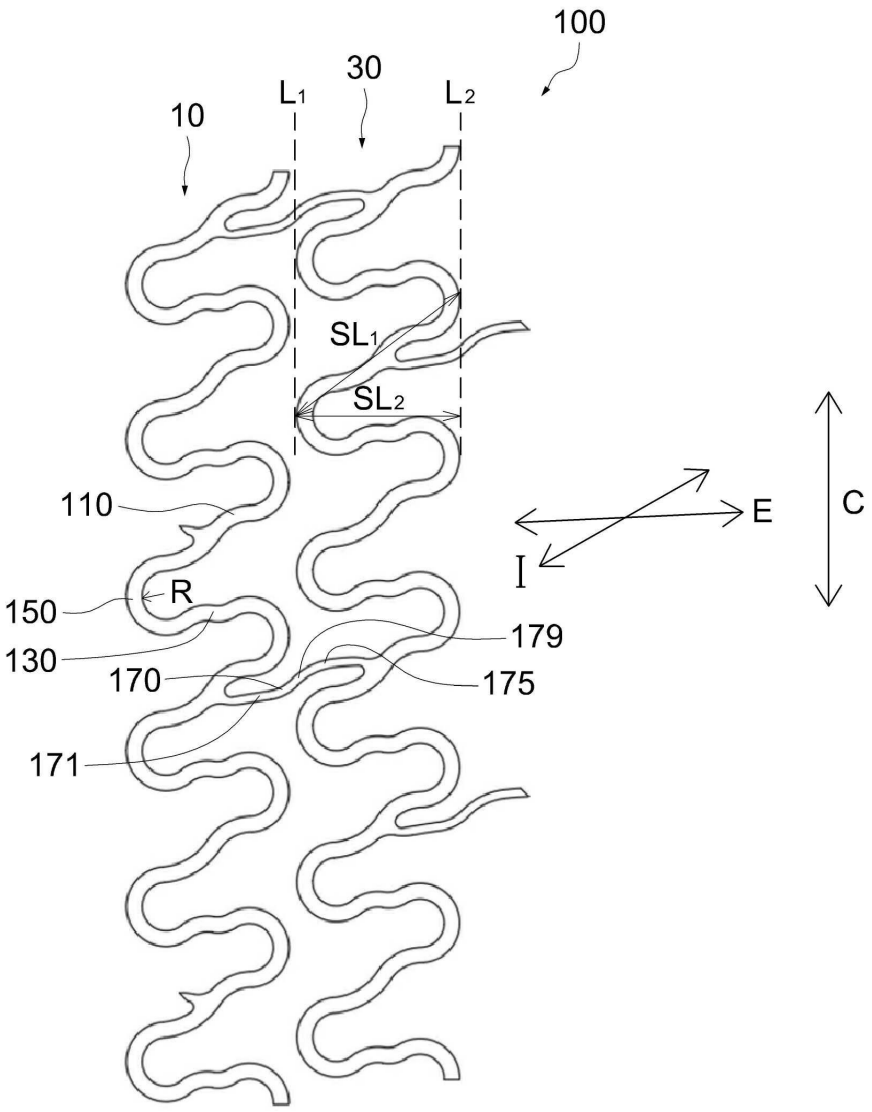
도면2



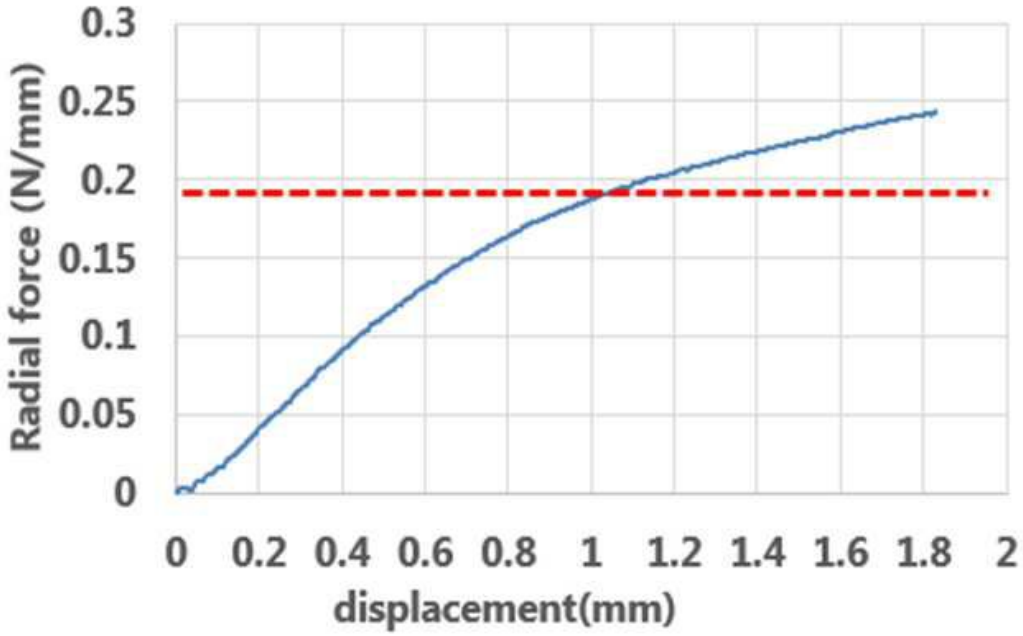
도면3



도면4



도면5


Radial force (N/mm)
0.3
0.25
0.2
0.15
0.1
0.05
0
0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4 1.6 1.8 2
displacement(mm)

도면6


1.14