



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 공개특허공보(A)**

(11) 공개번호 10-2014-0072826  
(43) 공개일자 2014년06월13일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 17/86 (2006.01) A61B 17/70 (2006.01)  
A61L 27/06 (2006.01)  
(21) 출원번호 10-2013-0150631  
(22) 출원일자 2013년12월05일  
심사청구일자 없음  
(30) 우선권주장  
12 195 759.1 2012년12월05일  
유럽특허청(EPO)(EP)  
61/733,793 2012년12월05일 미국(US)

(71) 출원인  
비이더만 테크놀로지스 게엠베하 & 코. 카게  
독일 78166 도나우엔싱겐 요제프스트라베 5  
(72) 발명자  
비이더만 루즈  
독일 78048 브이에스-필링겐 암 슈페르스타이크 8  
맷티스 빌프리트  
독일 79367 바이스바일, 뮐렌슈트라세 11  
(74) 대리인  
황의만

전체 청구항 수 : 총 16 항

(54) 발명의 명칭 동적 뼈 고정기 및 동적 뼈 고정기의 제조 방법

**(57) 요약**

본 발명은 동적 뼈 고정기에 관한 것으로, 이 동적 뼈 고정기는 복수의 바브 요소(13)와, 세로 방향 코어 부재를 포함하고,

상기 복수의 바브 요소(13)는 고정기 축(C)을 규정하는 관 모양 몸체를 가지고며,

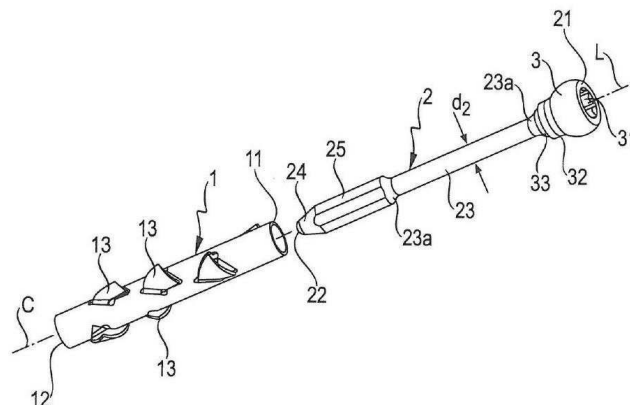
각각의 바브 요소(13)는 관 모양 몸체의 표면에 인접한 제 1 위치와 제 1 위치보다 관 모양 몸체의 표면으로부터 더 먼 제 2 위치 사이에서 움직일 수 있고,

바브 요소들의 자유 절단 가장자리(13c)의 적어도 한 부분은 고정기 축(C) 둘레를 적어도 1회전 돌기 위해 연장하는 나선형 각도에 해당하는 각도로 경사져 있으며,

고정기 부재는 Ni-Ti 기반의 형상 기억 합금을 포함하는 제 2 물질로 적어도 부분적으로 만들어지고,

상기 세로 방향 코어 부재는 관 모양 몸체에 적어도 부분적으로 제공되고, 상기 고정기 부재가 움직일 수 있도록 상기 고정기 부재에 연결되지 않는 제 1 부분(23, 23', 23"; 3, 3")과, 상기 고정기 부재에 연결되는 제 2 부분(25, 22a)을 가진다.

**대표도** - 도1



## 특허청구의 범위

### 청구항 1

동적 뼈 고정기로서,

고정기 축(C)을 규정하는 관 모양 몸체를 가지고, 복수의 바브 요소(13)를 포함하고, Ni-Ti 기반의 형상 기억 합금을 포함하는 제 1 물질로 적어도 부분적으로 만들어지는 고정기 부재(1, 1', 1"); 및

상기 관 모양 몸체에 적어도 부분적으로 제공되고, 상기 고정기 부재가 움직일 수 있도록 상기 고정기 부재에 연결되지 않는 제 1 부분(23, 23', 23"; 3, 3")과, 상기 고정기 부재에 연결되는 제 2 부분(25, 22a)을 가지는 세로 방향 코어 부재를 포함하는, 동적 뼈 고정기.

### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 Ni-Ti 기반의 형상 기억 합금은 사용 중인 상태에서는 초탄성 야금 상태에 있는, 동적 뼈 고정기.

### 청구항 3

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서,

상기 Ni-Ti 기반의 형상 기억 합금은 니티놀이오, 바람직하게는 ELI 타입의 니티놀이오, 동적 뼈 고정기.

### 청구항 4

제 1 항 내지 제 3 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 코어 부재(2, 2', 2")는 프레스-핏 연결에 의해 상기 고정기 부재(1, 1', 1")에 고정되는, 동적 뼈 고정기.

### 청구항 5

제 1 항 내지 제 4 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 코어 부재의 제 3 부분(23, 23', 23")은 상기 관 모양 몸체의 내부 직경( $d_1$ )보다 작은 외부 직경( $d_2$ )을 가지는, 동적 뼈 고정기.

### 청구항 6

제 1 항 내지 제 5 항 중 어느 한 항에 있어서,

각각의 바브 요소(13)가 상기 관 모양 몸체의 표면에 인접한 제 1 위치와 상기 제 1 위치보다 상기 관 모양 몸체의 표면으로부터 더 먼 제 2 위치 사이에서 움직일 수 있고,

상기 바브 요소들의 자유 절단 가장자리(13c)의 적어도 한 부분은 상기 고정기 축(C)을 중심으로 적어도 한 번의 완전한 회전을 위해 연장하는 나선형 각도에 해당하는 각도로 경사져 있는, 동적 뼈 고정기.

### 청구항 7

제 1 항 내지 제 6 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 바브 요소들(13)은, 상기 고정기를 코어 구멍 내로 삽입한 후, 제 1 방향으로 상기 고정기 부재(1, 1', 1")를 돌리는 것이 상기 고정기 부재로 하여금 상기 코어 구멍에서 더 깊은 삽입 방향으로 움직이게 하고, 제 2 방향으로 상기 고정기 부재를 돌리는 것이 상기 고정기 부재로 하여금 상기 삽입 방향의 반대측 코어 구멍에서 움직이게 하도록 구성되는, 동적 뼈 고정기.

### 청구항 8

제 1 항 내지 제 7 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 코어 부재의 단부는 헤드(3, 3', 3")를 포함하는, 동적 뼈 고정기.

**청구항 9**

제 1 항 내지 제 8 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 코어 부재(2, 2')는 상기 고정기 부재의 것보다 더 뾰족한 물질, 바람직하게는 티타늄이나 스테인리스강으로 만들어지는, 동적 뼈 고정기.

**청구항 10**

제 1 항 내지 제 8 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 코어 부재(2, 2")는 Ni-Ti 기반의 형상 기억 합금을 포함하는 물질로, 바람직하게는 상기 고정기 부재(1")와 동일한 물질로 만들어지는, 동적 뼈 고정기.

**청구항 11**

제 1 항 내지 제 10 항 중 어느 한 항에 있어서,

사용시, 상기 고정기 부재(1")는 제 1 구성에서 상기 코어 부재(2")에 대해 고정되고, 상기 고정기 부재는 제 2 구성에서는 상기 고정기 부재에 대해 제한된 범위에서 움직일 수 있는, 동적 뼈 고정기.

**청구항 12**

제 11 항에 있어서,

상기 제 2 구성은 적어도 상기 코어 부재 또는 상기 고정기 부재의 길이 변경에 의해, 바람직하게는 상기 물질의 상 전이를 통해 얻어지는, 동적 뼈 고정기.

**청구항 13**

제 11 항 또는 제 12 항에 있어서,

상기 고정기 부재의 단부는, 상기 코어 부재(2")의 일부(315)와 맞물릴 수 있고, 상기 고정기 부재가 상기 코어 부재에 대한 상기 고정기 부재의 움직임을 방지하는 상기 제 1 구성에 있을 때에는 변형되고, 상기 고정기 부재가 상기 제 2 구성에서 상기 코어 부재에 대해 움직일 수 있을 때에는 변형되지 않는 상태에 있는 변형 가능한 구조(110a)를 포함하는, 동적 뼈 고정기.

**청구항 14**

동적 뼈 고정기로서,

고정기 축(C)을 규정하는 관 모양 몸체를 가지고, 외부 벽의 적어도 일부에서 뼈 맞물림 구조를 포함하고, Ni-Ti 기반의 형상 기억 합금을 포함하는 제 1 물질로 적어도 부분적으로 만들어지는 고정기 부재(1"); 및

상기 관 모양 몸체에 적어도 부분적으로 제공되고, 상기 고정기 부재가 움직일 수 있도록 상기 고정기 부재에 연결되지 않는 제 1 부분(23, 23', 23"; 3, 3")과, 상기 고정기 부재에 연결되는 제 2 부분(25, 22a)을 가지는 세로 방향 코어 부재를 포함하고,

사용시, 상기 고정기 부재(1")는 제 1 구성에서는 상기 코어 부재(2")에 대해 고정되고, 상기 고정기 부재가 제 2 구성에서는 상기 코어 부재에 대해 제한된 범위에서 움직일 수 있는, 동적 뼈 고정기.

**청구항 15**

제 14 항에 있어서,

상기 제 2 구성은 적어도 상기 코어 부재 또는 상기 고정기 부재의 길이 변경에 의해, 바람직하게는 상기 물질의 상 전이를 통해 얻어지는, 동적 뼈 고정기.

**청구항 16**

제 1 항 내지 제 15 항 중 어느 한 항에 따른 뼈 고정기를 제조하는 방법으로서,

제 1 단부(11), 제 2 단부(12), 상기 제 1 단부로부터 상기 제 2 단부까지 연장하는 세로축(C), 외부 표면, 및 상기 외부 표면의 적어도 일부에서 상기 뼈와 맞물리기 위한 뼈 맞물림 구조(13)를 가지는 관 모양 몸체로서 형성된 고정기 부재(1, 1'; 1'')를 제공하는 단계로서, 상기 고정기 부재는 Ni-Ti 기반의 형상 기억 합금을 포함하는 물질로 적어도 부분적으로 만들어지고, 상기 고정기 부재는 마르텐사이트 야금 상태에 있는, 고정기 부재(1, 1'; 1'')를 제공하는 단계;

상기 고정기 부재에 연결될 부분(25; 22a)을 가지는 코어 부재(2, 2'; 2'')를 제공하는 단계;

상기 관 모양 몸체 내로 상기 코어 부재를 삽입하여, 상기 부분(25; 22a)을 변형하고, 상기 코어 부재가 디스톨션-핏 연결로 상기 고정기 부재에 연결되도록, 형상 기억 효과로 인한 오스테나이트 상태로의 상기 고정기 부재의 상 전이를 실행하는 단계를 포함하는, 뼈 고정기 제조 방법.

## 명세서

### 기술분야

[0001] 본 발명은 동적(dynamic) 뼈 고정기와 동적 뼈 고정기를 제조하는 방법에 관한 것이다. 이러한 동적 뼈 고정기는 뼈 또는 척추에 고정하기 위한 고정기 부재와, 이러한 고정기 부재에 관해 제공된 세로 방향 코어 부재를 포함한다. 고정기 부재의 한 부분은 코어 부재에 대해 이동이 가능하다. 이 코어 부재는 적어도 부분적으로는 초탄성 성질들을 가지는 Ni-Ti 기반 형상 기억 합금을 포함하는 물질로 만들어진다. 동적 뼈 고정기는 특히 골공증이나 약한 뼈들의 경우들에서, 척추의 동적 뼈 고정 또는 동적 안정화 분야에 적용 가능하다.

### 배경기술

[0002] 관 모양 몸체의 중심 축 둘레에서 적어도 하나의 나선형 라인을 따라 배치되는 복수의 바브(barb) 요소가 제공된 관 모양 몸체를 포함하는 뼈 고정 요소가 US8,292,932B2호로부터 알려져 있다. 이 관 모양 몸체는 형상 기억 및/또는 초탄성 특징들을 가지는 형상 기억 합금, 특히 니티놀(Nitinol)로 만들어질 수 있다. 이 뼈 고정 요소는 본질적으로 관 모양 몸체 내부의 원통형 샤프트를 포함하고, 상기 관 모양 몸체가 원통형 샤프트 부분에 대해 회전하는 것을 방지하는 폼-핏(form-fit) 연결에 의해 관 모양 몸체에 연결되는 헤드를 포함한다. 따라서, 헤드는 뼈 고정 요소를 사용하는 동안 관 모양 몸체에 고정된다.

[0003] 동적 뼈 고정 요소는 US 2009/0157123A1호로부터 알려져 있다. 이 US 2009/0157123A1호는 뼈 맞물림 성분과 하중물 운반체(load carrier) 맞물림 성분을 포함한다. 이 뼈 맞물림 성분은 환자의 뼈와 관강(lumen)을 맞물리기 위한 복수의 나삿니를 포함한다. 하중물 운반체는 관강 내로 적어도 부분적으로 연장하는 샤프트 부분을 가진다. 샤프트 부분의 말단은 관강에 결합되고, 샤프트 부분의 외부 표면의 적어도 한 부분은 간극(gap)을 통해 관강의 내부 표면의 적어도 한 부분으로부터 이격되어, 헤드 부분이 뼈 맞물림 성분에 대해 움직일 수 있다.

### 발명의 내용

#### 해결하려는 과제

[0004] 본 발명의 목적은 약하고/약하거나 골공증이 있는 뼈들 또는 척추들에 특히 적합한 동적 뼈 고정기를 제공하는 것이다. 더 나아가, 그러한 동적 뼈 고정기를 제조하는 방법이 제공된다.

[0005] 이러한 목적은 청구항 1 또는 청구항 14에 따른 동적 뼈 고정기에 의해 해결되고, 청구항 16에 따른 동적 뼈 고정기를 제조하는 방법에 의해 해결된다. 추가 발전 사항들은 종속항들에 주어진다.

#### 과제의 해결 수단

[0006] 동적 뼈 고정기로, 고정되거나 안정화되어야 할 뼈 부분들 또는 척추가 서로에 대해 제어된 제한된 동작을 행할 수 있다. 뼈 고정기의 고정기 부재는 바람직하게는 뼈 고정기가 환자에서 사용되는 상태 하에서, 초탄성 야금(metallurgical) 상태에 있는 Ni-Ti 기반의 형상 기억 합금으로 만들어진다.

[0007] 초탄성 또는 때때로 의사탄성(pseudoelasticity)이라고 부르는 것은 그것이 인가된 스트레스를 해제하도록 형성될 때, 동시에 긴장을 겪는 스트레스 유도된 마르텐사이트(martensite)의 생성을 수반한다. 인가된 스트레스가 제거되면, 열적으로 불안정한 마르텐사이트가 오스테나이트(austenite)로 되돌아가고, 긴장이 0으로 복귀한다. 이러한 거동은 물질에 높은 탄력성을 제공한다.

- [0008] 뼈 고정기는 푸시-앤-턴(push-and-turn) 고정기 타입인데, 이는 고정기 부재의 외부 표면상의 바브 요소들이 붕괴되는 동안 뼈에서 마련된 코어 구멍(hole)으로 압착될 수 있다는 것을 의미한다. 바브 요소들이 나사나와 같은 기능을 제공하기 때문에, 코어 구멍에서의 뼈 고정 요소의 위치는 그것의 안쪽으로의 나사 조임 움직임에 의해 뼈 내부로 더 깊이 위치시키거나 뒤로 나사를 돌림으로써 코어 구멍 내로 뼈 고정기를 삽입한 후, 정정될 수 있다. 푸시-앤-턴 고정기는 특히 약하고/약하거나 골공증이 있는 뼈들용으로 특히 유용하다.
- [0009] 일단 고정기 부재가 삽입되면 바브 요소들이 바깥쪽으로 돌출하기 때문에, 뼈 고정기가 뽑아지거나 헐거워지는 것이 방지된다. 뼈 고정기는 필요하다면 그것이 삽입된 반시계 방향이나 반대 방향으로 돌림으로써 나사처럼 제거될 수 있다.
- [0010] 고정기 부재는 일단 그것이 뼈 내에 삽입되면 초탄성 거동을 보인다. 그러므로, 그것은 약간 변형될 수 있고, 특히 본래 고정기 축으로부터 편향될 수 있다. 그러므로, 코어 부재에 연결되는 헤드는 고정기 헤드에 대해 제한된 회전 및/또는 병진 운동을 행할 수 있다. 고정기 부재의 초탄성 거동으로 인해, 코어 부재에 대한 고정기 부재의 가능한 움직임 범위는 초탄성이 없는 물질들에 비해 증가한다.
- [0011] 일 실시예에서, 코어 부재에 연결되는 헤드는 뼈 고정기가 뼈에 삽입될 때에만 제한된 방식으로 고정기 부재에 관해 움직일 수 있다. 이 경우, 코어 부재는 또한 Ni-Ti 형상 기억 합금을 포함하는 물질, 특히 니티놀로 만들어질 수 있어서, 코어 부재가 일단 그것이 삽입되면 뼈 내로 고정기 부재를 가지고 변형되고, 고정기 부재와 헤드 사이의 고정을 해제한다.
- [0012] 뼈 고정기의 제조 방법은 고정기 부재의 Ni-Ti 형상 기억 합금의 형상 기억 효과를 사용한다. 바브 요소들이 배치되고, 고정기 부재는 몸체 온도를 포함하는 온도 범위에서 초탄성 상태에 있다. 고정기 부재는 형상 설정에 의해 이러한 상태로 될 수 있다. 고정기 부재의 냉각 및 변형을 통해, 바브 요소들에 힘이 전달되고, 코어 구멍 내로의 뼈 고정기의 쉬운 삽입을 허용한다. 코어 부재는 이러한 구성에서 고정기 부재 내로 쉽게 삽입될 수 있다. 가열시, 코어 부재는 강한 프레스-핏(press-fit) 연결에 의해 고정기 부재에 연결된다. 마지막으로, 바브 요소들이 배치되고, 뼈에 고정을 제공한다.

**발명의 효과**

- [0013] 고정기 부재의 초탄성 거동으로 인해, 코어 부재에 대한 고정기 부재의 가능한 이동 정도는 초탄성이 없는 물질들에 비해 증가한다.

**도면의 간단한 설명**

- [0014] 본 발명의 추가 특징들 및 장점들은 첨부 도면에 의해 실시예들의 설명으로부터 분명해진다.
  - 도 1은 제 1 실시예에 따른 동적 뼈 고정기의 분해 사시도.
  - 도 2는 조립된 상태에 있는 도 1의 동적 뼈 고정기의 사시도.
  - 도 3은 제 1 실시예에 따른 동적 뼈 고정기의 고정기 부재의 측면도.
  - 도 4는 도 3의 라인 A-A를 따라 단면이 취해진 고정기 부재의 단면도.
  - 도 5는 도 1 내지 도 3에 도시된 고정기 부재의 고정기 축을 따라 본 평면도.
  - 도 6은 바브 요소들이 고정기 부재의 외부 표면과 실질적으로 같은 높이로 되는, 바브 요소들의 변형된 상태에 있는 고정기 부재의 사시도.
  - 도 7은 고정기 축을 포함하는 평면에서 단면이 취해진, 제 1 실시예에 따른 뼈 고정기를 제조하는 단계를 보여주는 단면도.
  - 도 8은 코어 부재가 고정기 부재 내에 삽입된, 제 1 실시예에 따른 뼈 고정기를 제조하는 단계를 보여주는 단면도.
  - 도 9는 바브 요소들이 바깥쪽으로 벌어지는, 제 1 실시예에 따른 뼈 고정기를 사용하는 단계를 보여주는 단면도.
  - 도 10은 고정기 부재가 변형되고, 그 결과 헤드를 지닌 코어 부재가 고정기 부재에 대한 상대적인 운동을 행하는 것을 보여주는, 제 1 실시예에 따른 뼈 고정기의 개략 단면도.

- 도 11은 도 10에 따른 뼈 고정기의 측면도.
- 도 12는 제 1 실시예에 따른 동적 뼈 고정기가 고정 요소로서 사용되는 다축 척추경(pedicle) 나사의 단면도.
- 도 13은 뼈 플레이트를 가지고 사용된 제 1 실시예에 따른 동적 뼈 고정기의 단면도.
- 도 14는 제 2 실시예에 따른 동적 뼈 고정기의 분해 사시도.
- 도 15는 코어 부재의 연결 부분의 외부 외형의 개략도.
- 도 16은 조립된 상태에 있는, 제 2 실시예에 따른 동적 뼈 고정기의 사시도.
- 도 17은 바브 요소들이 바깥쪽으로 벌어지는 상태에 있는, 제 2 실시예에 따른 뼈 고정기의 고정기 부재의 측면도.
- 도 18은 도 17에 따른 고정기 부재의 끝 부분의 확대 사시도.
- 도 19는 제 2 실시예에 따른 동적 뼈 고정기의 헤드의 사시도.
- 도 20은 고정기 축을 포함하는 평면에서 단면이 취해진, 도 19에 도시된 헤드의 단면도.
- 도 21은 고정기 부재에 헤드가 고정된, 제 2 실시예에 따른 뼈 고정기의 단면도.
- 도 22는 헤드와 고정기 부재 사이 연결의 상세부를 보여주는, 도 21에 따른 뼈 고정기의 한 부분의 확대 측면도.
- 도 23은 도 21에 도시된 동적 뼈 고정기의 한 부분의 확대 사시도.
- 도 24는 헤드가 고정기 부재로부터 분리되어, 고정기 부재에 대해 움직일 수 있는 상태에 있는, 제 2 실시예에 따른 동적 뼈 고정기의 단면도.
- 도 25는 고정기 부재에 대한 헤드의 움직임이 개략적으로 도시되어 있는, 도 24에 도시된 동적 뼈 고정기의 한 부분의 확대된 측면도.
- 도 26은 헤드가 움직일 수 있는 상태에서 고정기 부재에 대한 헤드 배치의 상세 내용이 도시되어 있는, 도 24의 한 부분의 확대 사시도.
- 도 27은 헤드가 고정기 부재에 대해 움직일 수 있는 상태에서의, 제 2 실시예에 따른 동적 뼈 고정기의 사시도.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0015] 도 1 및 도 2에 도시된 바와 같이, 제 1 실시예에 따른 동적 뼈 고정기는 관 모양 몸체의 형태를 가지는 고정기 부재(1)와, 고정기 부재(1) 내로 삽입되어, 뼈 고정기를 형성하도록 연결될 수 있는 세로 방향 코어 부재(2)를 포함한다.
- [0016] 도 3 내지 도 5를 참조하면, 고정기 부재(1)는 제 1 단부(11)와 반대측 제 2 단부(12)를 포함한다. 관 모양 몸체는 실린더 축(C)을 지닌 실질적으로 원통형인 관의 모양을 가진다. 관 모양 몸체의 내부 직경( $d_1$ )과 길이는 아래에 설명된 바와 같이, 내부에 코어 부재(2)의 일부를 수용하도록 적응된다. 고정기 부재(1)의 외부 표면의 적어도 일부에는 복수의 바브 요소(13)가 제공된다. 이 바브 요소(13)는 관 모양 몸체의 벽에 만들어진 단편(cut)(13a)들로 형성된다. 단편들(13a) 각각은 관 모양 몸체로부터 잘린 것이 아니고 부착물로서 작용하는 끝 베이스(end base)(13b)와 관 모양 몸체의 벽에서의 바브 요소들(13)용 벤딩 측면(bending side)을 포함한다. 특히, 관 모양 부재의 측면도인 도 3에서 알 수 있는 것처럼, 바브 요소(13)들은 베이스(13b) 쪽으로 경사도를 가지는 베이스(13b) 반대측의 자유 단부(13c)를 지닌 불규칙적인 4각형의 외형을 가진다. 이러한 경사도는 바브 요소들의 자유 단부(13c)들이 관 모양 몸체의 실린더 축(C) 둘레에 나선형 라인을 형성하도록 값이 정해진다. 따라서, 바브 요소(13)들은 자유 단부(13c)들이나 그것들의 적어도 일부가 나사의 나삿니의 마루(crest)와 유사한 절단 가장자리(cutting edge)들을 형성하도록 배치된다.
- [0017] 특히, 도 4 및 도 5에서 볼 수 있는 것처럼, 바브 요소(13)들은 바브 요소들(13)의 바라는 강성도가 얻어지도록, 바브 요소들(13)의 실제 치수들과 사용된 물질에 기초하여, 제조 과정 동안 선택되는 각도에 의해 관 모양 몸체의 표면으로부터 돌출한다. 바브 요소들(13)의 구성 및 관 모양 몸체의 벽으로의 부착으로 인해, 바브 요소들(13)은 관 모양 몸체에 대해 탄력적으로 변형 가능하다. 바브 요소들(13)이 붕괴되거나 단편들(13a)

내로 압착되면, 그것들은 초기 인장된다(pre-tensioned).

[0018] 고정기 부재(1)는 니켈-티타늄 기반의 형상 기억 합금, 바람직하게는 니티놀이 기초한 물질로 만들어진다. 이 물질은 초탄성을 나타낸다. 초탄성은 오스테나이트계 야금 상태로 존재한다. 특히, 초탄성은 오스테나이트계 전이 온도까지 스트레스가 없는 마르텐사이트 약간 위의 온도 범위에 존재한다. 이는 신체 온도를 포함하는 사용 온도 범위이어야 한다. 더 바람직하게는, 고정기 부재(1)는 ELI(extra low interstitial) 타입의 니켈-티타늄에 기초한 형상 기억 합금, 특히 ELI 타입의 니티놀이 만들어진다. 그러한 물질은 순도가 높고 특히 ELI 타입이 아닌 다른 니티놀 합금들에 비해 산소를 덜 포함한다. 예를 들면, 산소 함량은 0.025wt% 미만, 바람직하게는 0.010wt% 이하, 더 바람직하게는 0.005wt% 이하이다. 그러한 물질은 ELI 타입이 아닌 다른 형상 기억 합금들의 피로 강도보다 2배까지 더 높을 수 있는 피로 강도 한계를 가진다.

[0019] 이제 도 1을 참조하여 코어 부재(2)를 설명한다. 코어 부재(2)는 제 1 단부(21)와 반대측 제 2 단부(22)를 포함한다. 코어 부재(2)를 통해 연장하는 세로축(L)은 고정기 부재(1)와 코어 부재(2)가 서로에 대해 편향되지 않을 때, 고정기 부재의 실린더 축(C)과 동축이다. 제 1 단부(21)에 인접하게, 구 모양 세그먼트 형상을 가지는 헤드 부분(3)이 존재한다. 제 1 단부(21)에서는 뼈 고정기를 삽입하기 위해 도구와 맞물리도록 된 오목부(31)가 제공된다. 제 2 단부(22)의 방향으로 헤드(3)에 인접하게, 원통형일 수 있는 넥(neck) 부분(32)이 존재하고, 이러한 넥 부분(32)에 인접하게, 외부 직경이 줄어드는 섹션(33)이 제공될 수 있다. 코어 부재(2)의 중앙 부분(23)은 실질적으로 로드 형상(rod shaped)이고, 고정기 부재(1)의 관 모양 몸체의 내부 직경( $d_1$ )보다 작은 외부 직경( $d_2$ )을 지닌 원형 단면을 가진다. 제 2 단부(22)에서는, 중앙 부분(23) 쪽 방향으로 연결 부분(25)에 후속하는 팁(tip) 부분(24)이 존재한다. 중앙 부분(23)은 직경이 증가하는 비스듬한 부분들(23a)을 넘어, 각각 연결 부분(25)과 넥 부분들(33, 32) 내로 나아갈 수 있다. 연결 부분(25)은 둥근 가장자리들을 지닌 정사각형의 외부 외형을 가진다. 연결 부분의 방사상 방향으로의 크기는, 연결 부분(25)이 아래에 설명된 것처럼, 고정기 부재(1)의 관 모양 몸체에서 프레스-핏 방식으로 연결될 수 있다. 연결 부분(25)은 또한 고정기 부재(1)의 관 모양 몸체 내에서 충분한 고정을 제공하도록 적용된 축 방향으로의 길이를 가진다. 코어 부재(2)의 총 길이는 코어 부재(2)가 고정기 부재(1) 내로 삽입되고, 팁 부분(24)이 고정기 부재의 제 2 단부(22)로부터 돌출할 때, 적어도 넥 부분(32)과 헤드(3)가 고정기 부재의 제 1 단부(21)로부터 돌출하고, 제 1 단부(21)까지의 거리 또는 간극(37)을 가지도록 정해진다. 코어 부재(2)가 상이한 부분들의 특정 순서 및 크기에 관련하여 상이한 디자인을 가질 수 있다는 점이 주목되어야 한다. 하지만 그 크기는 코어 부재가 그 코어 부재의 적어도 한 부분으로 고정기 부재에 연결될 수 있고, 코어 부재의 또 다른 부분이 고정기 부재가 코어 부재에 대해 움직일 수 있도록 자유롭게 되도록 정해져야 한다.

[0020] 본 실시예의 코어 부재(2)는 고정기 부재(1)의 물질의 탄성 계수에 비해 더 높은 탄성 계수를 가지는 물질로 만들어지고, 이는 코어 부재가 고정기 부재의 물질에 비해 더 뻣뻣한 물질로 만들어짐을 의미한다. 코어 부재(2)는 티타늄이나 스테인리스강으로 만들어지는 것이 바람직하다. 코어 부재(2)는 또한 코어 부재의 길이와 두께와 같은 값이, 코어 부재가 뼈에 삽입될 때 유연한 거동을 가지지 않도록 정해진다고 하면, 생체에 적합한 폴리머 물질로 만들어질 수 있다.

[0021] 도 6과 도 7에서, 제 1 실시예에 따른 동적 뼈 고정기를 제조하는 단계들이 도시되어 있다. 고정기 부재(1)는 예를 들어 레이저 커팅(cutting)에 의해 바브 요소들(13)의 외형이 잘라지는 튜브(tube)로부터 만들어진다. 형상 설정 절차(결과는 도 4에 도시되어 있다)에서, 바브 요소들(13)은 정착물에서 바깥쪽으로 휘어지고 강제된 다음, 고정기 부재가 초탄성을 나타내는 오스테나이트(austenitic) 상태에 있는 것으로 추정하는 최종 형상으로서 이러한 형상을 규정하기 위해, 고정기 부재가 열 처리를 거치게 된다. 이후, 고정기 부재(1)는 물질의 마르텐사이트 상태로의 상 전이가 일어나도록, 마르텐사이트 완료 온도( $M_f$ ) 아래의 냉각을 거친다. 마지막으로, 고정기 부재(1)가 도 6에 도시된 바와 같은 변형된 마르텐사이트 상태에 있도록 바브 요소들(13)을 절단 부분들(13a)로 되돌리는 단계를 수반하는 변형 과정이 행해질 수 있다.

[0022] 그 후, 도 7을 참조하면, 도 8에 도시된 것처럼, 제 2 단부(22)로부터 팁 부분(24)이 돌출할 때까지, 고정기 부재의 제 1 단부(21)로부터 관 모양 몸체 내로 팁 부분(24)을 지닌 코어 부재(2)가 삽입된다. 연결 부분(25)의 방사상 크기는 고정기 부재의 내부 직경( $d_1$ )에 대해 약간 지나칠 정도로 크게 되고, 고정기 부재는 마르텐사이트 상태에서 쉽게 변형되며, 프레스-핏 연결, 특히 디스토션-핏 연결이 연결 부분(25)과 관 모양 몸체 사이에서 이루어질 수 있다. 프레스-핏 연결은 고정기 부재가 그것의 프리-셋(pre-set) 형상을 취할 때, 열을 가한 후 더 강하게 될 수 있다. 도 8에 도시된 것처럼, 코어 부재(2)가 완전히 삽입되고 고정기 부재에 연결될 때, 넥 부분(32)을 지닌 헤드(32)와 중간 부분(33)이 고정기 부재의 제 1 단부로부터 돌출한다. 더 나아가, 넥 부분(32)과

고정기 부재 사이에 간극(37)이 존재하고, 중앙 부분(23)과 고정기 부재의 내부 벽 사이에 간극(38)이 존재한다.

- [0023] 도 8에 도시된 구성에서는 고정기 부재가 뼈 부분 또는 척추에 마련된 코어 구멍 내에 쉽게 삽입될 수 있다.
- [0024] 사용시, 먼저 코어 구멍이 마련된다. 그 다음, 뼈 고정기가 도 8에 도시된 바와 같이, 바브 요소들(13)의 붕괴된 상태에서 코어 구멍 내에 삽입된다. 뼈 고정기를 가열한 후, 환자 신체의 열을 통해서나 가열 장치의 적용에 의해, 바브 요소들(13)이 도 9에 도시된 것처럼 관 모양 몸체로부터 바깥쪽으로 벌어진다. 냉각이 이루어지지 않는 경우라도, 바브 요소들은 쉽게 변형되어 낮은 힘으로 고정기를 삽입하는 것이 가능해진다. 바브 요소들이 관 모양 몸체로부터 바깥쪽으로 돌출할 때, 그러한 바브 요소들은 나삿니와 같은 기능을 제공하고, 이는 뼈 고정 요소를 코어 구멍 내에 삽입한 후, 뼈 고정 요소를 안쪽으로 나사를 조이는 움직임에 의해 뼈 내로 더 깊이 위치시키거나, 뼈 고정 요소의 나사 조임 방향을 그 반대로 함으로써 코어 구멍 내에서의 뼈 고정 요소의 위치를 조정하는 것을 허용하게 된다. 게다가, 바브 요소들은 뼈 고정 요소가 뽑아지거나 헐겁게 되는 것을 방지한다. 뼈 고정 요소는 필요하다면 그것이 삽입되는 것으로부터 반대 또는 반시계 방향으로 그것을 돌림으로써, 나사와 같이 제거될 수 있다.
- [0025] 도 10과 도 11에서 알 수 있는 것처럼, 고정기 부재의 초탄성으로 인해, 고정기 부재(1)는 코어 부재(2)의 세로축(L)에 관해 편향되거나 변형될 수 있어, 고정기 부재(1)는 코어 부재(2)에 대해 제한된 움직임을 수행할 수 있다. 그러한 편향은 관 모양 몸체의 제 1 단부(11)까지 연결 부분(25)에 가까운 구역에서 일어난다.
- [0026] 헤드(3)에 대한 고정기 부재의 움직임은 코어 부재(2)와 맞닿은 고정기 부재(1)의 내부 벽의 접촉에 의해 제한된다. 코어 부재(2)에 대한 고정기 부재(1)의 편향 정도는 고정기 부재(1)의 물질의 탄성과, 간극들(37, 38)의 크기, 즉 코어 부재(2)의 두께 및 길이에 의존적이다. 고정기 부재(1)의 물질의 초탄성으로 인해, 또 다른 금속 물질로 만들어진 고정기 부재에 비해 더 짧은 고정기 부재가 가능하다.
- [0027] 안정화 장치를 지닌 뼈 고정기의 첫 번째 적용예가 도 13에 도시되어 있다. 제 1 실시예에 따른 뼈 고정기는 수용부(4)에 결합되어 다축 뼈 고정기를 형성한다. 수용부(4)는 실질적으로 원통형이고, 상부 단부(41), 바닥 단부(42), 및 상부 단부와 바닥 단부로부터 일정 거리만큼 떨어져 연장하는 동축 구멍(43)을 포함한다. 이 구멍(43)은 바닥 단부(42) 쪽으로 갈수록 좁아지고, 바닥 단부 부근에서 개구부(44)를 제공한다. 이러한 개구부 부근에서는, 헤드(3)를 피벗 가능하게 수용하기 위한 시트(seat)(45)가 제공된다. U자 형상의 오목부가 안정화 로드(5)를 수용하기 위해 상부 단부(44)로부터 일정 거리만큼 연장한다. U자 형상의 오목부에 의해 세트 나사(6)와 같은 잠금 부재와 협력하기 위한 내부 나삿니(48)를 가지는 2개의 프리 레그(free leg)(46, 47)가 제공된다. 더 나아가, 헤드(3)가 잠금 부재를 조임으로써 일정한 각 위치에서 잠길 수 있도록, 헤드(3) 상에 압력을 가하는 가압 부재(7)가 제공된다. 다른 수용부와 다축 뼈 나사들의 디자인들을 지닌 뼈 고정기가 사용될 수 있다. 또한, 코어 부재(2)의 헤드(3)는 그것이 로드를 수용하고 다른 단축 뼈 나사들로부터 알려진 것처럼 로드를 고정시키기 위해 잠금 부재를 수용하기 위한 섹션을 포함하도록 디자인될 수 있다. 사용시, 적어도 2개의 다축 뼈 고정기들이 인접한 척추 또는 뼈 부분들에 삽입되고 로드(5)를 거쳐 연결된다. 일단 고정기 부재들이 뼈 부분들이나 인접하는 척추 내로 삽입되면, 고정기 부재들이 각각 코어 부재들에 대한 제한된 움직임을 수행할 수 있다. 일단 헤드(3)가 수용부(4)에서 잠금게 되면, 뼈 고정기는 척추의 분절 운동의 작은 움직임들이나 서로에 관한 뼈 부분들의 작은 움직임들을 허용하는 동적 안정화를 제공한다.
- [0028] 두 번째 적용예가 도 13에 도시되어 있고, 이 경우 첫 번째 실시예에 따른 뼈 고정기들이 각각 2개의 뼈 고정기들의 헤드들(3, 3')을 수용하기 위한 시트 부분(9b, 9b')을 지닌 구멍들(9a, 9a')을 포함하는 뼈 플레이트(9)와 함께 사용된다. 코어 부재들(2, 2')을 지닌 2개의 고정기 부재들이 인접하는 뼈 부분(101, 101')에 삽입되고, 뼈 플레이트(9)가 골절 부위(102)의 적어도 일부에 다리를 놓는다. 특정 적용예에서는, 뼈 고정기들의 헤드들(3, 3')을 수용하는 2개의 구멍들(9a, 9a')의 중심축들(M) 사이의 거리는 고정기 부재들(1, 1')의 세로축들(L) 사이의 거리보다 약간 더 작다. 고정기 부재들(1, 1')이 실린더 축(C)을 가로지르는 방향으로 변형될 수 있기 때문에, 뼈 부분들(101, 101')은 도 13에서 화살표들로 도시된 바와 같은 골절 부위(102)에서 함께 빼내질 수 있다.
- [0029] 뼈 고정기의 제 2 실시예는 도 14 내지 도 27을 참조하여 설명된다. 도 14 내지 도 16에 도시된 바와 같이, 제 2 실시예에 따른 동적 뼈 고정기는 고정기 부재(1"), 코어 부재(2"), 및 헤드(3")를 포함한다. 코어 부재(2")는 고정기 부재(1")에 삽입되고, 또한 연결될 수 있으며, 헤드(3")는 코어 부재(2")에 연결될 수 있다.
- [0030] 특히 도 17과 도 18을 참조하면, 코어 부재(1')는 제 1 단부(11)의 가장자리 부분의 설계에 있어서 제 1 실시예



의 코어 부재(1)와 상이하다. 모든 다른 부분들은 제 1 실시예의 것들과 동일하거나 유사하고, 동일한 참조 번호로 표시된다. 그것들의 설명은 반복되지 않는다. 제 1 단부(11)에 인접한 가장자리 부분은 복수의 원형 구멍(110)을 포함하고, 본 실시예에서는 관 모양 몸체의 벽에 4개의 구멍이 형성되며, 그러한 구멍들은 중심 축(C) 둘레에서 90°의 원주 거리를 두고 서로 떨어져 배치된다. 고정기(1")의 제 1 단부(11)를 형성하는 구멍들의 외부 가장자리(110a)는 둥글게 되어 있다. 구멍들 사이에서는 구멍들의 둥글게 된 가장자리들(110a) 내로 넘어 들어가는 각각의 열린 오목부(111)의 양측에서 실질적으로 편평한 테두리(111a)를 지닌 제 1 단부에 열린 실질적으로 직사각형인 오목부(111)들이 존재한다. 둥글게 된 가장자리들(110a)은 편평한 테두리(111a)보다 축 방향으로 더 많이 바깥으로 돌출되어 있어, 둥글게 된 가장자리들(110a)이 관 모양 몸체의 자유 단부를 형성한다.

[0031] 특히, 도 14와 도 15를 참조하면, 코어 부재(2")는 제 1 단부(21), 반대측 제 2 단부(22), 및 실질적으로 로드-형상 중앙부(23")를 포함하는 세로 방향 부재이다. 중앙부(23")는 고정기(1")의 관 모양 몸체의 내부 직경( $d_1$ )보다 작은 외부 직경( $d_2$ )을 지닌 원형 단면을 가진다. 제 1 단부(21)와 인접하게, 제 1 연결부(21a)가 존재하고, 제 2 단부(22)에 인접하게, 제 1 실시예에서와 같이 팁 부분(24)이 존재한다. 팁 부분(24) 다음에는 제 2 연결부(22a)가 존재한다. 연결부들(21a, 22a) 각각은 둥글게 된 가장자리들을 지닌 정사각형의 외부 외형을 가진다. 연결부(22a)는 그것이 관 모양 몸체에 프레스-핏 방식으로 연결될 수 있도록, 고정기 부재(1")의 관 모양 몸체의 내부 직경( $d_1$ )에 있어서 약간 큰 크기를 가진다. 제 1 실시예에서처럼, 각각 중앙부(23")와 제 1 및 제 2 연결부(21a, 22a) 사이에는 각각의 연결부(21a, 22a) 쪽으로 외부 직경이 증가하는 전이부(21b, 22b)가 제공된다.

[0032] 이 실시예에서는, 코어 부재(2")가 또한 니켈-티타늄 기반의 형상 기억 합금에 기초한 물질, 바람직하게는 신체 온도를 포함하는 사용 온도 범위에서 초탄성을 나타내는 니티놀로 만들어진다. 바람직하게, 코어(2")는 고정기 부재(1")와 동일한 물질로 만들어지지만, 코어 부재는 또한 상이한 니켈-티타늄 기반의 형상 기억 합금으로 만들어질 수 있다. 특히, 고정기 부재(1")와 코어 부재(2")는 제 1 실시예와 관련하여 앞에서 설명된 바와 같이 EMI 타입의 물질의 동일한 니티놀로 만들어진다.

[0033] 도 19와 도 20을 참조하면, 헤드(3")는 제 1 단부(310), 반대측 제 2 단부(320), 도구와 맞물리기 위해 제 1 단부(310)의 표면에 있는 오목부(311), 및 제 1 단부(310)에 인접한 구-조각(spherical-segment) 형상 부분(312)을 포함한다. 구-조각 형상 부분(312)과 제 2 단부(320) 사이에는, 코어 부재(2")의 제 1 연결부(21a)를 수용하기 위한 동축의 원통형 오목부(314)를 지닌 원통형 넥 부분(313)이 존재한다. 오목부(314)의 길이와 내부 직경은, 제 1 연결부(21a)가 프레스-핏 연결로 내부에 수용될 수 있도록 정해진다.

[0034] 헤드(3")는 바람직하게는 코어 부재와 고정기 부재의 물질에 비해 더 뻣뻣한 물질로 만들어진다. 바람직하게는, 헤드(3")가 티타늄이나 스테인리스강으로 만들어진다.

[0035] 제 2 단부(320)에서의 헤드(3")의 가장자리는, 복수의 원주상으로 연장하는 실질적으로 직사각형인 오목부(315)를 포함한다. 이 실시예에서는 원주 방향으로 서로 90°만큼 이격되는 4개의 오목부(315)가 제공된다. 이로 인해, 4개의 돌출부(315a)가 형성된다. 그렇게 형성된 오목부(315)들과 돌출부(315a)들은 고정기 부재(1")의 관 모양 몸체의 제 1 단부(11)에서 해당하는 구조와 일치되도록 적용된다. 특히, 돌출부(315a)는 오목부(111)에 꼭 맞게 된다. 구멍들(110)의 둥글게 된 가장자리(110a)는 구멍들이 더 이상 원형이지 않고 편평하게 되도록 가장자리(110a)들이 변형될 때, 오목부(315)들에 꼭 맞게 된다. 돌출부(315a)들이 고정기 부재(1")의 관 모양 몸체의 오목부(111)들 내로 연장하고, 둥글게 된 가장자리들(110a)이 제 2 단부(12) 쪽 방향으로 변형될 때, 헤드(3")와 코어 부재(2") 사이의 폼-핏(form-fit) 연결이, 예를 들면 도 22와 도 23에 도시된 바와 같이 확립된다. 폼-핏 연결에 의해 헤드(3")가 움직이는 것이 방지되고, 또한 고정기 부재(1")를 중심으로 회전하는 것이 방지된다.

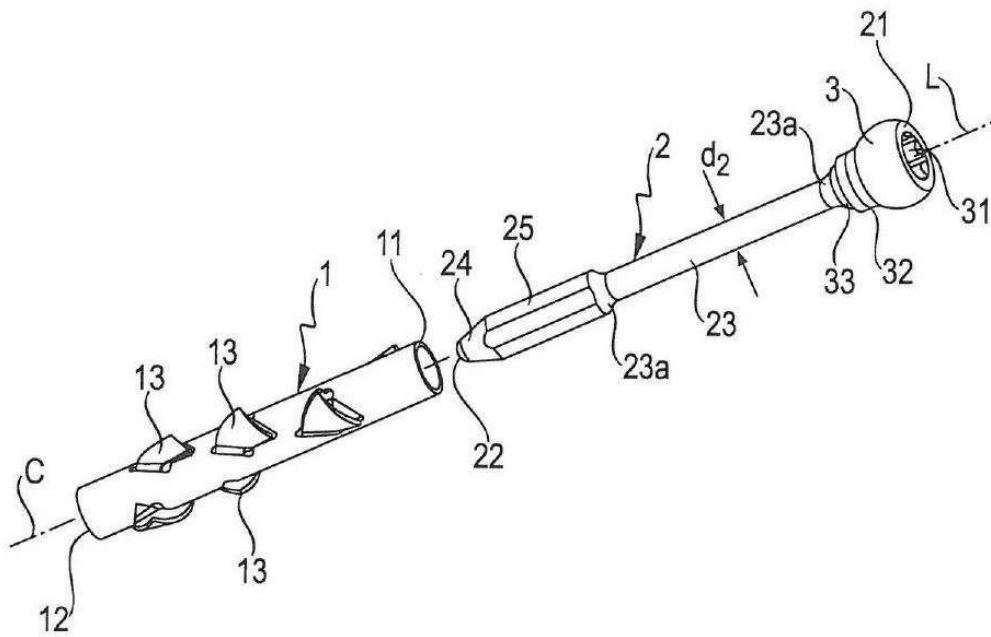
[0036] 제 2 실시예에 따른 뼈 고정기는 다음과 같이 제조된다. 먼저, 고정기 부재(1")의 관 모양 몸체가, 예를 들면 모양 설정(shape setting)에 의해 높은 온도의 오스테나이트 상에 있는 것으로 나타나는 모양으로 형성된다. 이러한 최종 모양에서는, 바브 요소들이 바깥쪽으로 벌어지고, 구멍들(110)은 실질적으로 원형인 단면을 가진다. 그런 다음, 고정기 부재(1)가 냉각되고 변형되어, 물질이 마르텐사이트 상태로 상 전이를 행한다. 바브 요소들은 절단 부분(cut)(31a)들 내로 눌러지고, 구멍(110)들의 둥글게 된 가장자리(110a)들이 변형 가능하게 된다. 도 21에 도시된 바와 같이, 중앙부(23")가 중심 축으로부터 멀어지게 휘어지도록, 코어 부재(2")가 헤드(3")로 미리 조립되고, 냉각되며 변형될 수 있다. 이로 인해, 코어 부재(2")의 길이가 감소된다. 그런 다음, 도 21 내지 도 23에 도시된 것처럼, 휘어진 중앙부(23")와 미리 조립된 헤드(3")를 지닌 코어 부재(2")가 돌출부(315a)

들이 오목부(111)들 내로 끼워질 때까지 고정기 부재(1") 내로 삽입되어, 헤드(3")와 고정기 부재(1") 사이에 폼-핏 연결이 확립된다. 돌출부(315a)들을 오목부(111)들 내로 삽입함으로써, 오목부(315)들이 구멍들(110)의 등글게 된 가장자리(110a) 위를 눌러 변형시킨다.

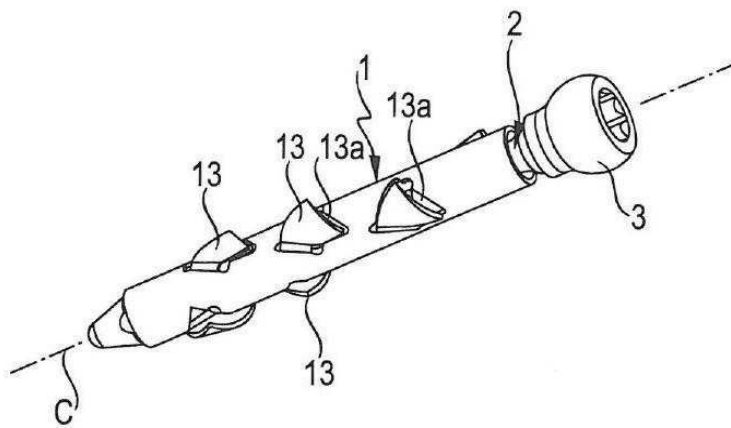
- [0037] 이러한 방식으로 제조된 뼈 고정기는, 이와 같은 구성으로 뼈나 척추에 마련된 코어 구멍 내로 삽입될 수 있다. 예를 들면 신체 열이나 별도의 가열 장치에 의해 열을 가한 후, 고정기 부재(1")와 코어 부재(2")는 그것들의 이전에 설정된 모양을 나타낸다. 따라서, 바브 요소(13)들이 바깥쪽으로 벌어지고, 코어 부재(2")는 구부러진 모양으로부터 덜 구부러진 모양으로 또는 실질적으로 곧은 모양으로 복귀한다. 이로 인해, 구멍(110)들을 제한하는 등글게 된 가장자리(110a)들은 구멍(110)들이 원형 모양을 나타내도록 연장한다. 이러한 단계 동안, 등글게 된 가장자리(110a)들은 헤드의 오목부(315)들의 바닥을 누르게 되고, 돌출부(315a)들이 오목부(111)들과의 맞물림으로부터 벗어나게 움직여진다. 내부 코어는 도 24에 도시된 것처럼, 약간만 구부러진 채로 남아 있을 수 있다. 헤드(3")와 고정기 부재(1") 사이의 폼-핏 연결은 해제되고, 헤드(3")는 도 24 내지 도 27에 도시된 것처럼, 고정기 부재(1")에 대해 움직여질 수 있다. 특히, 도 25와 도 26에서 볼 수 있는 것처럼, 돌출부(315a)는 등글게 된 가장자리(110a)에 기대어 접할 수 있어, 헤드(3")에 대한 고정기 부재(1")의 움직임을 제한한다.
- [0038] 헤드(3")의 움직임이 더 이상 등글게 된 가장자리(110a)들에 의해 제한되지 않고, 오로지 고정기 부재(1")의 관 모양 몸체의 내부 벽의 일부에 기대어진 코어 부재(2")의 접합에 의해서만 제한되도록, 코어 부재의 중앙부(23")를 한층 더 똑바르게 하는 것은 고정기 부재(1")로부터 멀리 헤드(3")를 더 밀어 움직일 수 있다.
- [0039] 실시예들에서 설명된 동적 뼈 고정기의 추가 적용예들 또는 수정예들은 본 발명의 범주로부터 벗어나지 않으면서 당업자에 의해 이루어질 수 있다. 예를 들면, 헤드는 그것을 뼈 플레이트들과 같은 다른 안정화 장치들, 안정화 로드들을 수용하기 위한 수용부들 등에 연결하기에 적합한 임의의 다른 모양을 가질 수 있다. 헤드는 심지어 코어의 자유 단부가 또 다른 장치로의 연결에 적합하다면 생략될 수 있다. 그러한 경우, 코어 부재의 자유 단부는 드라이버용 맞물림 부분을 포함할 수 있다. 헤드나 헤드 부분이 있거나 없는 모든 경우에서, 도구와의 맞물림을 위한 뼈 고정기의 구동 부분은, 고정기 부재에 관해 마지막으로 움직일 수 있는 코어 부재의 끝에 있다.
- [0040] 원형 구멍(110)들과 오목부(315)들을 포함하는 제 2 실시예의 구조는 상이할 수 있다. 삼각형 구멍들이나 임의의 다른 변형 가능한 구조가 이용될 수 있다.
- [0041] 임의의 종류의 팁들이 제공될 수 있다. 실시예에서 도시된 팁들은 심지어 생략될 수 있다. 예를 들면, 실시예들에 따른 속이 빈 관 모양 고정기 부재는 제 2 단부에서 프롱(prong)들을 가질 수 있다.
- [0042] 바브 요소들의 구조는 상이할 수 있다. 바브 요소들은 예를 들면 사다리꼴 모양을 가질 수 있다. 뼈 나사나 또는 거칠게 된 표면과 같은 또 다른 뼈 맞물림 구조가 제공될 수 있다.
- [0043] 실시예들은 또한 서로 결합될 수 있고, 단지 그러한 결합의 일 예로서, 제 1 실시예의 고정기 부재가, 코어 부재와 연결되는 티타늄 헤드와 같은 별도의 헤드를 가질 수 있다.

도면

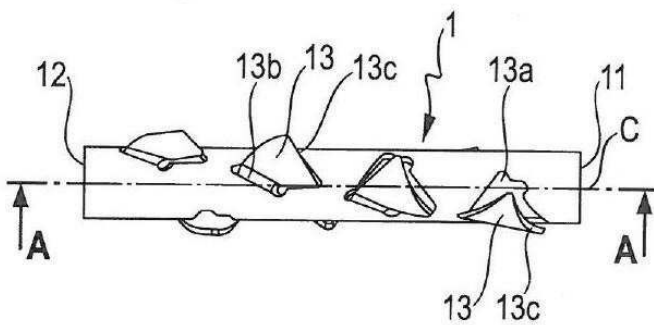
도면1



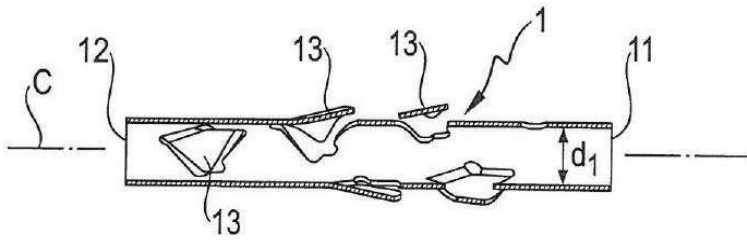
도면2



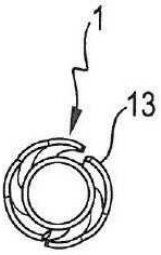
도면3



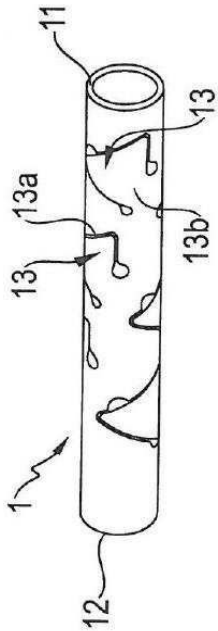
도면4



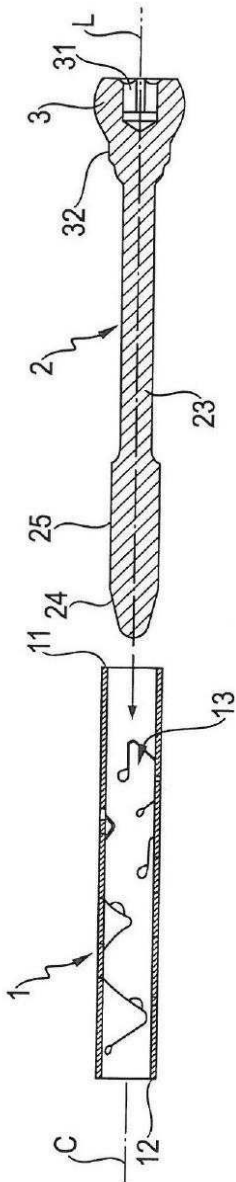
도면5



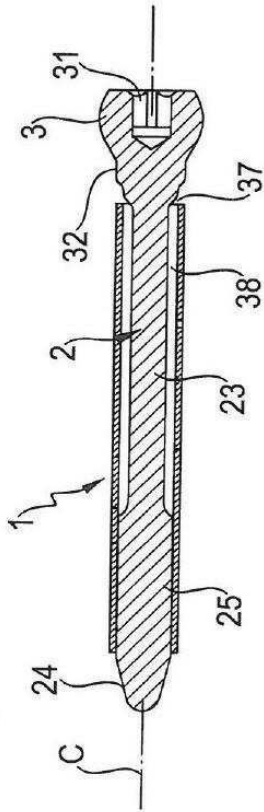
도면6



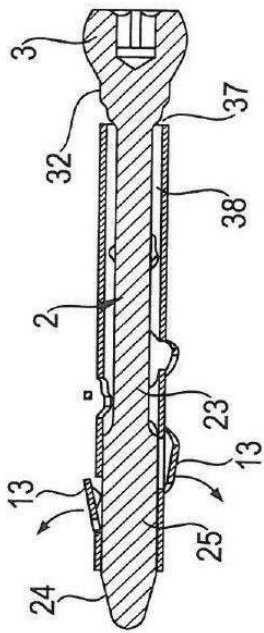
도면7



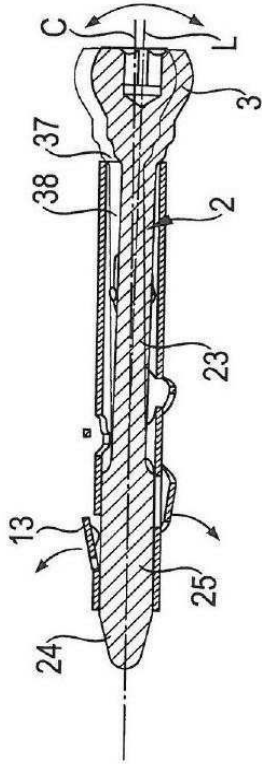
도면8



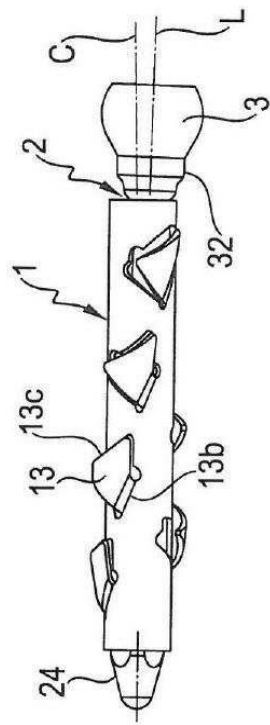
도면9



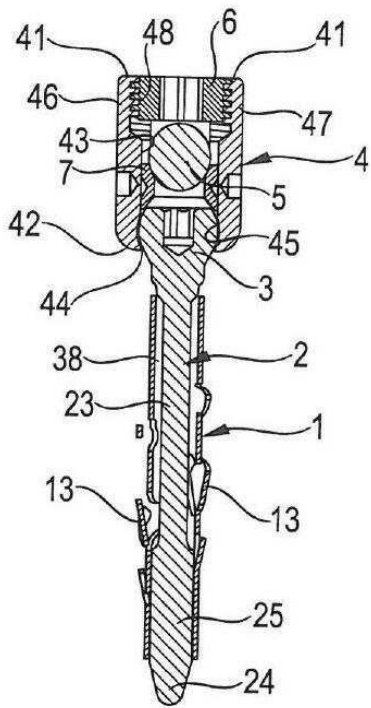
도면10



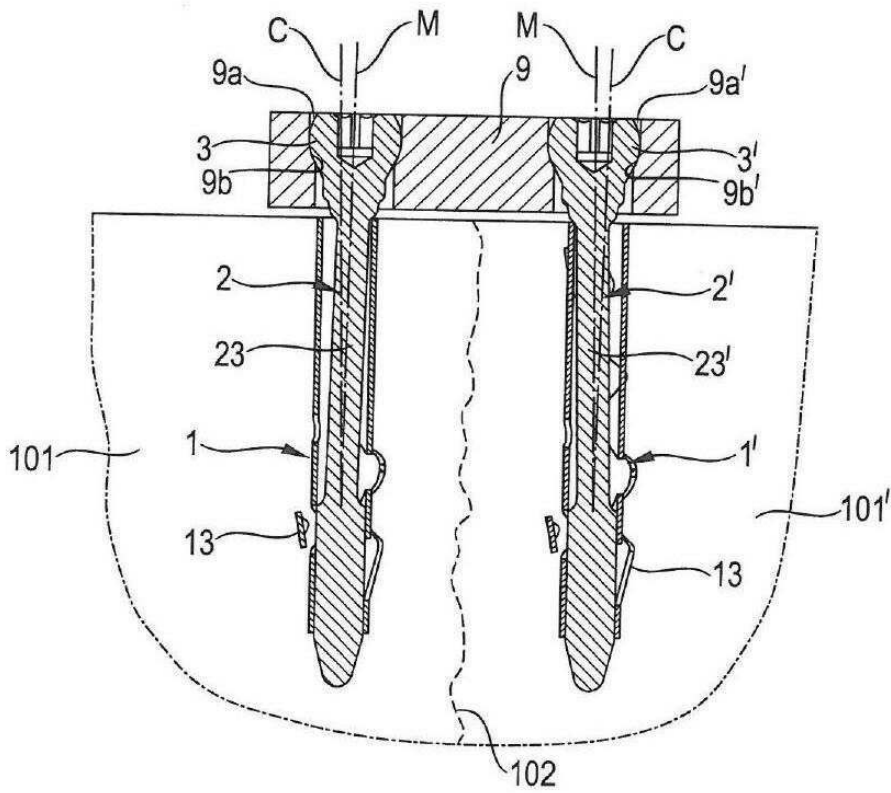
도면11



도면12

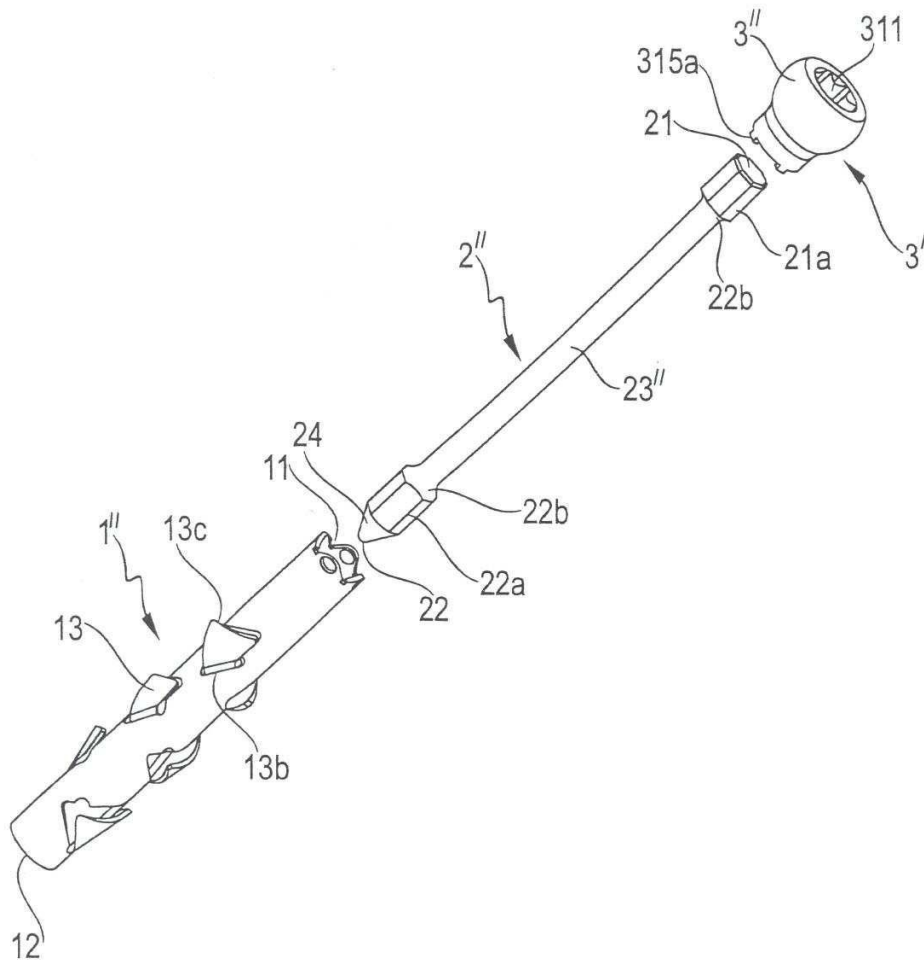


도면13

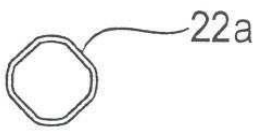




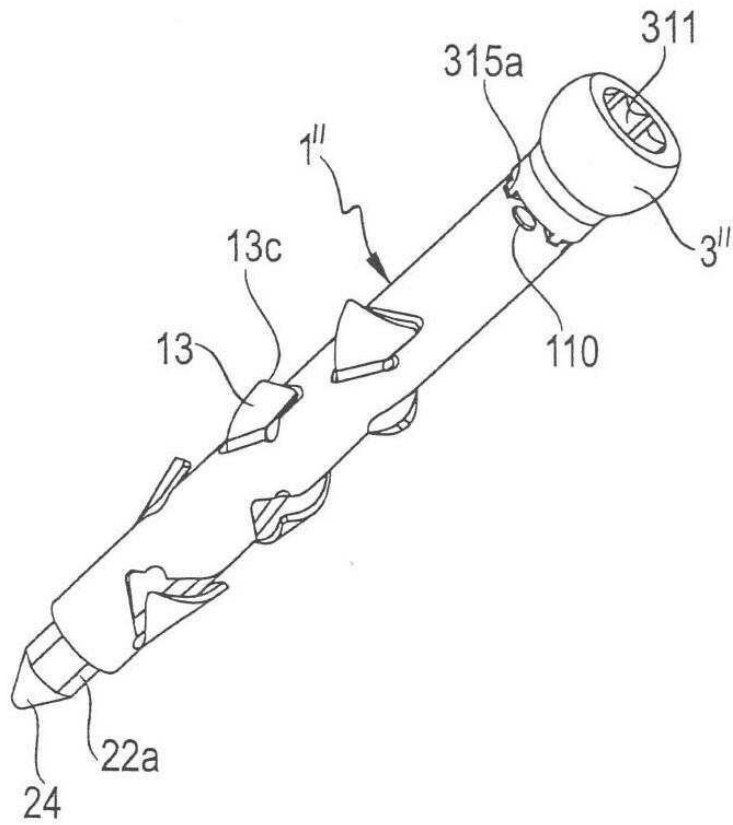
도면14



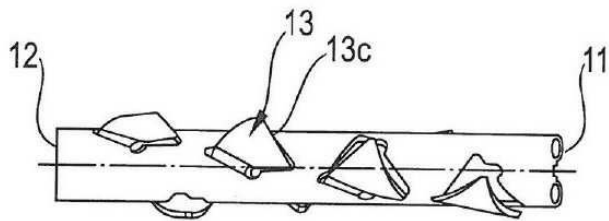
도면15



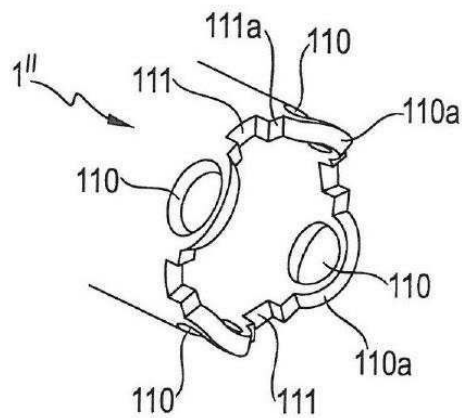
도면16



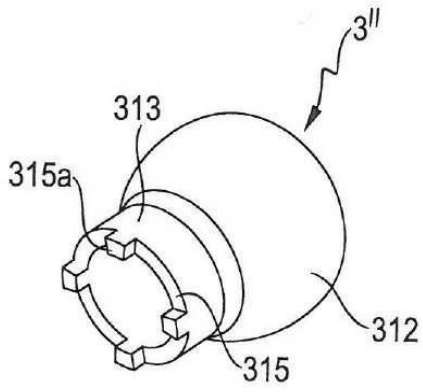
도면17



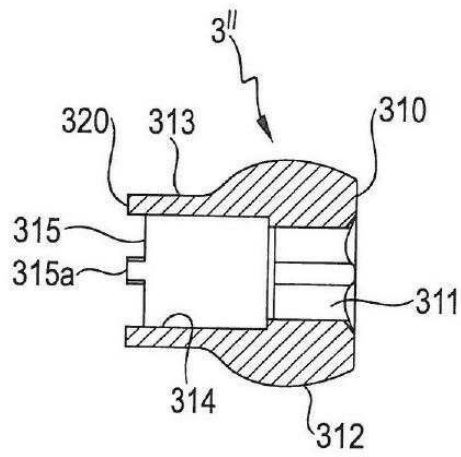
도면18



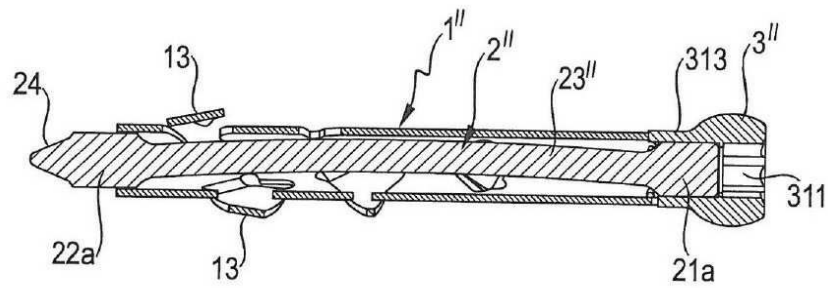
도면19



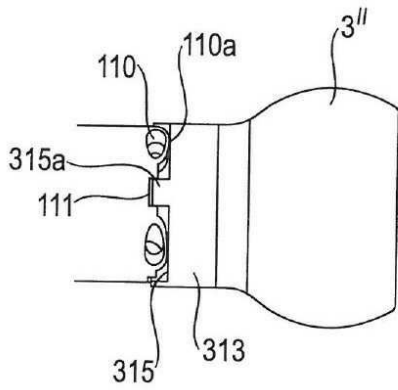
도면20



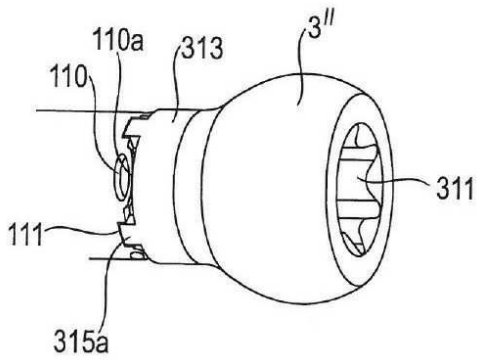
도면21



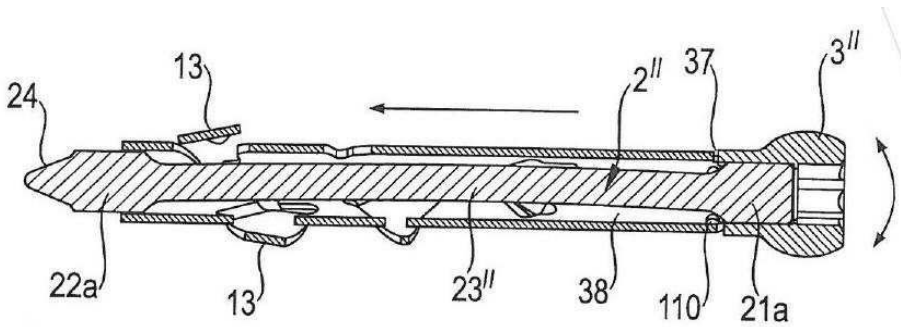
도면22



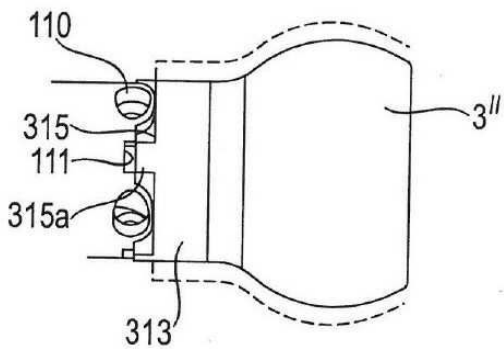
도면23



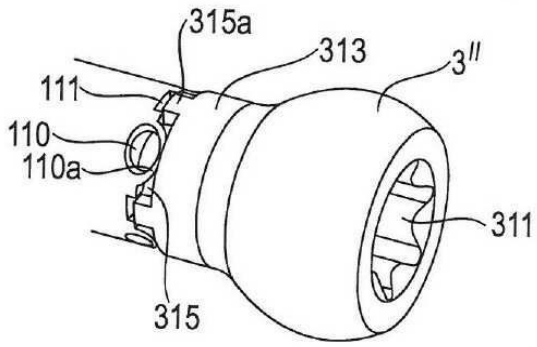
도면24



도면25



도면26



도면27

