



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년01월17일  
(11) 등록번호 10-1819765  
(24) 등록일자 2018년01월11일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
*A61B 17/80* (2006.01) *A61B 17/84* (2006.01)  
*A61B 17/86* (2006.01) *A61B 17/88* (2006.01)
- (21) 출원번호 10-2012-7027361
- (22) 출원일자(국제) 2011년04월27일  
 심사청구일자 2016년04월26일
- (85) 번역문제출일자 2012년10월19일
- (65) 공개번호 10-2013-0069578
- (43) 공개일자 2013년06월26일
- (86) 국제출원번호 PCT/US2011/034113
- (87) 국제공개번호 WO 2011/137163  
 국제공개일자 2011년11월03일
- (30) 우선권주장  
 61/328,278 2010년04월27일 미국(US)  
 61/372,212 2010년08월10일 미국(US)
- (56) 선행기술조사문현  
 WO2010011477 A1  
 JP2009535129 A

- (73) 특허권자  
 신세스 게엠바하  
 스위스 씨에이치 - 4436 오베르도르프 아이마트  
 스트라쎄 3
- (72) 발명자  
 파팔라도 다나  
 미국 19380 펜실베이니아주 웨스트 체스터 고센  
 파크웨이 1301  
 와이코스키 쉐리  
 미국 19380 펜실베이니아주 웨스트 체스터 고센  
 파크웨이 1301  
 (뒷면에 계속)
- (74) 대리인  
 양영준, 안국찬

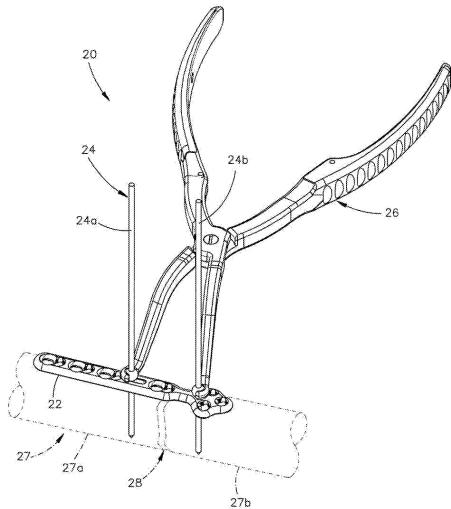
전체 청구항 수 : 총 19 항

심사관 : 김성훈

## (54) 발명의 명칭 K-와이어 압축을 포함하는 뼈 고정 시스템

**(57) 요 약**

뼈 고정 시스템은 뼈 플레이트, 뼈 고정구, 임시 고정 부재 및 집게를 포함한다. 임시 고정 부재는 뼈 내의 개구를 통해 뼈 간극에 의해 분리된 기초 뼈 세그먼트 내에 삽입되도록 구성된다. 집게는 기초 뼈 세그먼트 중 적어도 하나가 다른 뼈 세그먼트에 대해 병진 운동할 수 있게 하는 힘을 임시 고정 부재에 인가하여, 이에 의해 뼈 세그먼트의 나사에 의한 최종 고정을 간접하지 않고 뼈 세그먼트를 감소시키거나 신장시키도록 구성된다.

**대 표 도** - 도1a

(72) 발명자

코바야시 케네스

미국 19380 펜실베이니아주 웨스트 체스터 고센 파  
크웨이 1301

파텔 다이판

미국 19380 펜실베이니아주 웨스트 체스터 고센 파  
크웨이 1301

---

콜브 윌리엄

미국 19355 펜실베이니아주 웨스트 체스터 워런 애  
버뉴 142 에스.

플레셔 콜린

미국 19380 펜실베이니아주 웨스트 체스터 고센 파  
크웨이 1301

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

한 쌍의 임시 고정 부재에 편의력을 인가하도록 구성된 집게이며,

각각의 임시 고정 부재는 원위부 및 상기 원위부의 근위측에 배치된 결합 부재를 갖고, 상기 결합 부재는 원위부의 것보다 큰 치수를 형성하고,

상기 집게는 한 쌍의 아암을 포함하고,

각각의 아암은,

근위 단부 및 대향된 원위 단부와,

상기 원위 단부 내로 연장하는 제1 포켓을 형성하는 아암 결합 부재로서, 상기 제1 포켓은 수직 방향을 따라 원위 단부를 통해 연장하는 채널을 형성하고, 상기 제1 포켓은 수평 방향을 따라 스윕(sweep)되는 수평 곡률반경과 수직 방향을 따라 스윕되는 수직 곡률반경을 형성하는 결합면을 더 형성하고, 수평 곡률반경은 수직 곡률반경과 같거나 큰, 아암 결합 부재를 갖고,

상기 아암의 상대 이동은 원위 단부를 대응적으로 이동할 수 있게 하여, 각각의 제1 포켓이 임시 고정 부재 중 각각의 임시 고정 부재를 적어도 부분적으로 수용하게 하고 각각의 결합면이 임시 고정 부재 중 각각의 임시 고정 부재의 결합 부재에 대해 편의력을 인가하게 하는 집게.

#### 청구항 2

제1항에 있어서, 각각의 아암의 제1 포켓은 서로를 지향하여, 원위 단부가 함께 모여질 때 결합면이 각각의 임시 고정 부재의 결합 부재에 압축력을 인가하도록 구성되게 되는 집게.

#### 청구항 3

제2항에 있어서, 각각의 아암은 각각의 아암의 제1 및 제2 포켓이 서로로부터 이격하여 지향하도록 원위 단부에 제2 포켓을 더 포함하고, 각각의 제2 포켓은 임시 고정 부재의 결합 부재의 것에 대응하는 형상을 갖는 결합면을 형성하여 원위 단부가 이격될 때 결합면이 각각의 임시 고정 부재의 결합 부재에 신장력을 인가하도록 구성되게 되는 집게.

#### 청구항 4

제3항에 있어서, 각각의 아암의 제2 포켓은 수직 방향에 직각인 방향을 따라 제1 포켓과 정렬되는 집게.

#### 청구항 5

제3항에 있어서, 각각의 아암의 제2 포켓은 제1 포켓에 대해 오프셋되는 집게.

#### 청구항 6

제3항에 있어서, 상기 집게의 각각의 아암 결합 부재는 포크형으로 형성되고 이를 사이에 간극을 형성하는 제1 및 제2 아암을 포함하고, 상기 간극은 임시 고정 부재의 결합 부재를 수용하도록 치수 설정되는 집게.

#### 청구항 7

제1항에 있어서, 상기 제1 포켓은 서로를 향해 지향하여, 원위 단부가 함께 모여질 때 결합면이 각각의 임시 고정 부재의 결합 부재에 압축력을 인가하도록 구성되게 되는 집게.

#### 청구항 8

제1항에 있어서, 핸들이 피벗식으로 결합되는 집게.

**청구항 9**

제8항에 있어서, 상기 원위 단부들은 핸들들이 서로를 향해 이동함에 따라 서로를 향해 이동되는 집게.

**청구항 10**

제8항에 있어서, 상기 원위 단부들은 핸들들이 서로로부터 이격되게 이동함에 따라 서로로부터 이격되게 이동되는 집게.

**청구항 11**

제1항에 있어서, 아암들 사이에 연결되고 힘이 아암에 인가될 때 아암을 충분적으로 이동시키도록 구성된 래칫을 더 포함하는 집게.

**청구항 12**

제1항에 있어서, 상기 결합면은 적어도 일 방향을 따라 임시 고정 부재의 결합 부재에 합치하는 집게.

**청구항 13**

제12항에 있어서, 상기 결합면은 방향에서 원형인 집게.

**청구항 14**

제1항에 있어서, 각각의 임시 고정 부재는 뼈 세그먼트 중 하나에 결합하도록 구성된 K-와이어인 집게.

**청구항 15**

제1항에 있어서, 상기 임시 고정 부재 중 하나는 뼈 세그먼트 중 하나에 결합하도록 구성된 K-와이어이고, 임시 고정 부재 중 다른 하나는 뼈 플레이트에 결합하도록 구성된 포스트인 집게.

**청구항 16**

한 쌍의 임시 고정 부재에 편의력을 인가하도록 구성된 집게이며,

각각의 임시 고정 부재는 원위부 및 상기 원위부의 근위측에 배치된 결합 부재를 갖고, 상기 결합 부재는 원위부의 것보다 큰 치수를 형성하고,

상기 집게는 한 쌍의 아암을 포함하고,

각각의 아암은,

근위 단부 및 대향된 원위 단부와,

상기 원위 단부 내로 연장하는 제1 포켓과 원위 단부 내로 연장하는 제2 포켓을 형성하는 아암 결합 부재로서, 상기 제1 및 제2 포켓은 서로 이격하여 지향하고, 상기 제1 및 제2 포켓 각각은 수평 곡률반경과 수직 곡률반경을 형성하는 각각의 결합면을 형성하는, 아암 결합 부재를 갖고,

(i) 아암의 제1 상대 이동은 원위 단부가 대응하여 이동하게 하고, 각각의 제1 포켓은 임시 고정 부재 중 각각의 임시 고정 부재를 적어도 부분적으로 수용하고, 제1 포켓의 결합면은 임시 고정 부재의 결합 부재에 압축력을 인가하고, (ii) 아암의 제2 상대 이동은 원위 단부가 대응하여 이동하게 하고, 각각의 제2 포켓은 임시 고정 부재의 각각의 임시 고정 부재를 적어도 부분적으로 수용하고, 제2 포켓의 결합면은 임시 고정 부재의 결합 부재에 신장력을 인가하는, 집게.

**청구항 17**

제16항에 있어서, 상기 임시 고정 부재는 제1 방향을 따라 원위 단부를 통해 연장하도록 구성되고, 각각의 아암의 제2 포켓은 제1 방향에 직각인 방향을 따라 제1 포켓과 정렬되는, 집게.

**청구항 18**

제16항에 있어서, 각각의 아암의 제2 포켓은 제1 포켓에 대해 오프셋되는, 집게.

청구항 19

제16항에 있어서, 상기 수평 곡률반경은 수평 방향을 따라 스윕되고, 수직 곡률반경은 수직 방향을 따라 스윕되는, 집게.

청구항 20

삭제

청구항 21

삭제

청구항 22

삭제

청구항 23

삭제

청구항 24

삭제

청구항 25

삭제

청구항 26

삭제

청구항 27

삭제

청구항 28

삭제

청구항 29

삭제

청구항 30

삭제

청구항 31

삭제

청구항 32

삭제

청구항 33

삭제

청구항 34

삭제

청구항 35

삭제

청구항 36

삭제

청구항 37

삭제

청구항 38

삭제

청구항 39

삭제

청구항 40

삭제

청구항 41

삭제

청구항 42

삭제

청구항 43

삭제

청구항 44

삭제

청구항 45

삭제

청구항 46

삭제

청구항 47

삭제

청구항 48

삭제

청구항 49

삭제

청구항 50

삭제

청구항 51

삭제

청구항 52

삭제

청구항 53

삭제

청구항 54

삭제

청구항 55

삭제

청구항 56

삭제

청구항 57

삭제

청구항 58

삭제

청구항 59

삭제

청구항 60

삭제

청구항 61

삭제

청구항 62

삭제

청구항 63

삭제

### 발명의 설명

### 기술 분야

[0001] 관련 출원의 상호 참조

[0002] 본 출원은 2010년 8월 10일 출원된 미국 가특허 출원 제61/372,212호 및 2010년 4월 27일 출원된 미국 가특허 출원 제61/328,278호의 이득을 청구하고, 이들 출원의 각각의 내용은 그대로 본 명세서에 참조로서 합체되어 있다.

### 배경 기술

[0003]

종래의 뼈 고정 시스템은 최소로 뼈 간극(bone gap)에 의해 분리된 한 쌍의 뼈 세그먼트를 포함하는 기초 뼈에 부착하도록 구성된 나사와 같은 고정 부재를 수용하는 나사 구멍을 갖는 뼈 플레이트를 포함한다. 뼈 간극은 외상성 이벤트, 절골에 의해 생성된 골절일 수 있고, 또는 관절유합술에서 접합될 2개의 개별 뼈의 관절의 고사의 결과일 수 있다. 따라서, 뼈 플레이트는 뼈 나사를 경유하여 뼈 간극의 대향 측면들 상에서 뼈에 부착될 수 있어 뼈 세그먼트의 유합(예를 들어, 골절의 치유 또는 관절의 골화)을 촉진한다. 뼈 고정 시스템은 뼈 고정 플레이트의 개구 내로 그리고 기초 뼈 세그먼트 내로 일시적으로 삽입되어 영구적인 플레이트 고정에 앞서 뼈 세그먼트의 적절한 길이, 회전 및 정렬을 결정하는 일시적인 커쉬너 와이어(Kirschner wire)(K-와이어)를 더 포함할 수 있다. 일단, 뼈 고정 플레이트가 적절하게 위치되어 있으면, 영구적인 뼈 나사가 뼈 간극의 대향 측면들 상에서 하나 이상의 뼈 나사 구멍 내에 삽입되어 기초 뼈에 부착될 수 있다.

### 발명의 내용

#### 해결하려는 과제

[0004]

일 종래의 시스템에서, K-와이어는 뼈 간극의 대향 측면들 상의 플레이트의 나사 구멍을 통해 나사 조임되거나 다른 방식으로 구동된다. K-와이어는 나사 구멍보다 직경이 작고, 따라서 활상 중에 플레이트의 이동을 방지하기 위해 각각의 나사 구멍의 대향 예지들에 대해 지지되도록 위치된다. 뼈 플레이트의 이동을 방지하기 위해 K-와이어를 정확하게 위치시키는 프로세스는, K-와이어와 나사 구멍의 외부 예지 사이의 임의의 공간이 뼈 플레이트의 이동을 허용할 수 있기 때문에 어렵고 지루한 것으로 판명되었다.

#### 과제의 해결 수단

[0005]

일 실시예에 따르면, 뼈 간극에 의해 분리된 제1 및 제2 뼈 세그먼트에 뼈 플레이트를 고정하기 위한 방법이 제시된다. 이 방법은 뼈 플레이트를 통해 연장하는 제1 복수의 개구가 제1 뼈 세그먼트와 정렬되고 뼈 플레이트를 통해 연장하는 제2 복수의 개구가 제2 뼈 세그먼트와 정렬되도록, 제1 및 제2 뼈 세그먼트와 뼈 플레이트를 정렬하는 단계를 포함한다. 제1 복수의 개구 중 선택된 하나는 K-와이어 슬롯이고 제2 복수의 개구 중 선택된 하나는 K-와이어 구멍이다. 방법은 K-와이어 슬롯을 통해 제1 뼈 세그먼트 내로 제1 K-와이어의 원위부(distal portion)를 삽입하는 단계와, K-와이어 구멍을 통해 제2 뼈 세그먼트 내로 제2 K-와이어의 원위부를 삽입하는 단계와, 다른 K-와이어에 대해 병진 운동하도록 K-와이어 중 적어도 하나를 편의(bias)시키도록 집게(forcep)를 작동시키는 단계를 더 포함한다.

[0006]

다른 실시예에 따르면, 한 쌍의 임시 고정 부재에 편의력을 인가하도록 구성된 집게가 제공된다. 각각의 임시 고정 부재는 원위부 및 원위부의 근위측(proximal)에 배치된 결합 부재를 갖는다. 결합 부재는 원위부의 것보다 큰 치수를 형성할 수 있고, 결합 부재는 외부면을 제공할 수 있다. 집게는 조인트에서 페벗식으로 연결된 한 쌍의 아암을 포함할 수도 있다. 각각의 아암은 근위 단부 및 대향된 원위 단부를 가질 수도 있다. 각각의 아암은 원위 단부 내로 연장하는 포켓을 형성하는 결합 부재를 더 가질 수도 있다. 포켓은 임시 고정 부재의 결합 부재의 것에 대응하는 형상을 갖는 결합면을 형성할 수도 있다. 아암의 상태 이동은 원위 단부를 대응적으로 이동할 수 있게 하여, 각각의 포켓이 임시 고정 부재 중 각각의 하나를 적어도 부분적으로 수용하게 하고 결합면이 수용된 임시 고정 부재의 결합 부재에 대해 편의력을 인가하게 한다.

[0007]

다른 실시예에 따르면, 적어도 하나의 뼈 고정 플레이트, 적어도 한 쌍의 임시 고정 부재 및 집게를 포함하는 뼈 고정 키트가 제공된다. 플레이트는 적어도 일부가 각각의 뼈 고정 부재를 수용하도록 구성된 복수의 개구를 포함할 수도 있다. 각각의 임시 고정 부재는 근위부, 원위부 및 근위부와 원위부 사이에 배치된 결합 부재를 가질 수도 있다. 결합 부재는 원위부의 것보다 큰 단면 치수를 규정할 수 있고, 임시 고정 부재 중 적어도 하나는 복수의 개구 중 각각의 하나를 통해 뼈 간극에 의해 분리된 한 쌍의 기초 뼈 세그먼트의 기초 뼈 세그먼트 내로 연장하도록 구성된다. 집게는 한 쌍의 아암을 포함할 수도 있고, 각각의 아암은 근위 단부 및 대향 원위 단부를 갖는다. 원위 단부는 임시 고정 부재 중 각각의 하나의 결합 부재에 접촉하기 위한 방향을 따라 이동하도록 구성된 대응 결합면을 형성하는 결합 부재를 포함할 수도 있고, 방향을 따른 결합면의 추가의 이동은 임시 고정 부재 중 적어도 하나가 다른 임시 고정 부재에 대해 병진 운동할 수 있게 한다.

[0008]

다른 실시예에 따르면, 서로에 관련하여 제1 상대 위치에 배치되고 수술 절차 중에 뼈 간극에 의해 분리된 제1 및 제2 뼈 세그먼트를 위치시키는 방법이 제공된다. 방법은 제1 뼈 세그먼트 내에 제1 임시 고정 부재의 원위부를 삽입하는 단계와, 제2 뼈 세그먼트 내에 제2 임시 뼈 고정 부재의 원위부를 삽입하는 단계를 포함한다. 방법은 임시 뼈 고정 부재들 중 적어도 하나를 다른 임시 뼈 고정 부재에 대해 편의시켜, 이에 의해 제1 상대

위치로부터 제2 상이한 상대 위치로 서로에 관련하여 뼈 세그먼트들의 상대 위치를 조정하도록 집게를 작동시키는 단계를 더 포함한다. 수술 절차의 완료에 앞서 제1 및 제2 임시 고정 부재는 제1 및 제2 뼈 세그먼트로부터 각각 제거될 수도 있다.

[0009] 다른 실시예에 따르면, 서로에 관련하여 상대 위치에 배치되고 뼈 간극에 의해 분리된 제1 및 제2 뼈 세그먼트에 뼈 플레이트를 위치시키는 방법이 제공된다. 방법은 제1 및 제2 뼈 세그먼트와 뼈 플레이트를 정렬하는 단계를 포함할 수도 있고, 뼈 플레이트는 플레이트 본체 및 플레이트 본체를 통해 연장하는 복수의 개구를 포함하고, 복수의 개구 중 제1 개구는 제1 뼈 세그먼트와 정렬되는 뼈 고정구 구멍을 포함하고, 복수의 개구 중 제2 개구는 커플러를 포함한다. 방법은 뼈 고정구 구멍을 통해 제1 뼈 세그먼트 내로 뼈 고정구를 삽입하는 단계와, 제2 개구 내에 포스트의 원위부를 삽입하는 단계로서, 포스트의 원위부는 제2 개구의 커플러에 결합하여 이에 의해 포스트를 뼈 플레이트에 고정적으로 결합하는 커플러를 형성하는, 삽입 단계와, 제2 뼈 세그먼트 내에 K-와이어의 원위부를 삽입하는 단계를 더 포함한다. 집게는 이어서 K-와이어 및 포스트 중 적어도 하나를 서로에 대해 병진 운동하도록 편의시켜, 이에 의해 서로에 관련하여 뼈 세그먼트들의 상대 위치를 조정하도록 작동될 수도 있다.

[0010] 다른 실시예에 따르면, 뼈 고정 키트가 제공된다. 키트는 적어도 한 쌍의 임시 뼈 고정 부재 및 집게를 포함할 수도 있다. 각각의 임시 뼈 고정 부재는 근위부, 원위부 및 근위부와 원위부 사이에 배치된 결합 부재를 가질 수도 있고, 결합 부재는 원위부의 것보다 큰 단면 치수를 형성하고, 임시 뼈 고정 부재는 복수의 개구 중 각각의 것들을 통해 뼈 간극에 의해 분리된 각각의 기초 뼈 세그먼트 내로 연장하도록 구성된다. 집게는 한 쌍의 아암을 포함할 수도 있고, 각각의 아암은 근위 단부 및 대향 원위 단부를 갖고, 원위 단부는 임시 뼈 고정 부재의 각각의 하나에 접촉하기 위한 방향을 따라 이동하도록 구성된 대응 결합면을 형성하는 결합 부재를 포함한다. 방향을 따른 결합면의 추가의 이동은 임시 뼈 고정 부재 중 적어도 하나가 다른 임시 뼈 고정 부재에 대해 병진 운동하게 한다.

### 도면의 간단한 설명

[0011] 상기 요약적인 설명, 뿐만 아니라 본 출원의 예시적인 실시예의 이하의 상세한 설명은 예시를 위해 예시적인 실시예가 도면에 도시되어 있는 첨부 도면과 함께 숙독될 때 더 양호하게 이해될 것이다. 그러나, 본 출원은 도시된 정밀한 장치 및 기구에 한정되는 것은 아니라는 것이 이해되어야 한다.

도 1a는 뼈 간극에 의해 분리된 한 쌍의 개략적으로 도시된 뼈 세그먼트에 작동적으로 결합된 일 실시예에 따라 구성된 뼈 고정 시스템의 사시도로서, 뼈 고정 시스템은 뼈 고정 플레이트, 한 쌍의 K-와이어 및 집게를 포함하는 사시도이다.

도 1b는 도 1a에 유사하지만, 뼈 고정 시스템에 의해 감소된 뼈 간극을 도시하는 사시도이다.

도 2a는 도 1a에 도시된 뼈 고정 플레이트의 평면도이다.

도 2b는 도 2a에 도시된 뼈 고정 플레이트의 가변 각도 잡금 구멍의 평면도이다.

도 2c는 도 2b에 도시된 가변 각도 잡금 구멍 내에 설치된 뼈 고정구를 도시하는 사시도이다.

도 2d는 도 2a에 도시된 뼈 고정 플레이트의 조합 구멍의 평면도이다.

도 2e는 나사 구멍을 도시하기 위해 라인 2E-2E를 따라 취한 도 2d에 도시된 뼈 고정 플레이트의 측단면도이다.

도 2f는 도 2e와 유사하지만, 대안 실시예에 따라 구성된 나사 구멍을 도시하는 뼈 고정 플레이트의 측단면도이다.

도 2g는 도 2f와 유사하지만, 대안 실시예에 따라 구성된 나사 구멍을 도시하는 뼈 고정 플레이트의 측단면도이다.

도 2h는 전용 K-와이어 슬롯을 도시하는 도 2a에 도시된 뼈 고정 플레이트의 확대 평면도이다.

도 2i는 도 2a와 유사하지만, 대안 실시예에 따라 구성된 뼈 고정 플레이트의 평면도이다.

도 3a는 다른 실시예에 따라 구성된 뼈 고정 플레이트의 사시도이다.

도 3b는 도 3a에 도시된 뼈 고정 플레이트의 평면도이다.

도 3c는 도 3a에 도시된 뼈 고정 플레이트의 측면도이다.

도 3d는 도 3a에 도시된 뼈 플레이트와 유사하지만, 다른 실시예에 따라 구성된 뼈 고정 플레이트의 평면도이다.

도 3e는 도 3a에 도시된 뼈 플레이트와 유사하지만, 다른 실시예에 따라 구성된 뼈 고정 플레이트의 평면도이다.

도 4a는 다른 실시예에 따라 구성된 뼈 고정 플레이트의 평면도이다.

도 4b는 도 4a에 도시된 뼈 고정 플레이트의 측면도이다.

도 4c는 다른 실시예에 따라 구성된 뼈 고정 플레이트의 평면도이다.

도 4d는 도 4c와 유사하지만, 다른 실시예에 따라 구성된 뼈 고정 플레이트의 평면도이다.

도 4e는 다른 실시예에 따라 구성된 뼈 고정 플레이트의 평면도이다.

도 4f는 다른 실시예에 따라 구성된 뼈 고정 플레이트의 평면도이다.

도 4g는 다른 실시예에 따라 구성된 뼈 고정 플레이트의 평면도이다.

도 5a는 일 실시예에 따라 구성된 비접금 뼈 고정구의 측면도이다.

도 5b는 대안 실시예에 따라 구성된 접금 뼈 고정구의 측면도이다.

도 5c는 도 5b에 도시된 뼈 고정구의 헤드부의 측면도이다.

도 5d는 대안 실시예에 따라 구성된 접금 뼈 고정구의 측단면도이다.

도 6a는 도 1a에 도시된 K-와이어의 측면도이다.

도 6b는 대안 실시예에 따라 구성된 K-와이어의 측면도이다.

도 7a는 도 1a에 도시된 접게의 사시도이다.

도 7b는 개방 형태로 도시된 도 7a에 도시된 접게의 사시도이다.

도 7c는 폐쇄 형태로 도시된 도 7b에 도시된 접게의 사시도이다.

도 7d는 래칫(ratchet) 메커니즘을 도시하는, 도 7a에 도시된 접게의 부분의 사시도이다.

도 7e는 압축 결합 부재를 도시하는, 도 7a에 도시된 접게의 원위 단부의 확대 사시도이다.

도 8a는 압축 및 신장 결합 부재를 포함하는 대안 실시예에 따라 구성된 도 7a에 도시된 접게의 원위 단부의 확대 사시도이다.

도 8b는 각각의 K-와이어에 작동적으로 결합된 압축 및 신장 결합 부재를 개략적으로 도시하는 도 8a에 도시된 원위 단부의 사시도이다.

도 8c는 압축 및 신장 결합 부재를 포함하는 대안 실시예에 따라 구성된 도 7a에 도시된 접게의 일 아암의 원위 단부의 확대 사시도이다.

도 8d는 각각의 K-와이어에 작동적으로 결합된 압축 및 신장 결합 부재를 개략적으로 도시하는 도 8c에 도시된 원위 단부의 사시도이다.

도 8e는 압축 및 신장 결합 부재를 포함하는 대안 실시예에 따라 구성된 도 7a에 도시된 접게의 일 아암의 원위 단부의 확대 사시도이다.

도 8f는 각각의 K-와이어에 작동적으로 결합된 압축 및 신장 결합 부재를 개략적으로 도시하는 도 8e에 도시된 원위 단부의 사시도이다.

도 9는 도 1a에 도시된 뼈 고정 시스템을 사용하여 뼈 세그먼트에 고정된 뼈 체결구의 개략 사시도이다.

도 10은 뼈 간극에 의해 분리된 한 쌍의 개략적으로 도시된 뼈 세그먼트에 작동적으로 결합된 대안 실시예에 따라 구성된 뼈 고정 시스템의 사시도로서, 뼈 고정 시스템은 뼈 고정 플레이트, K-와이어, 포스트 및 접게를 포함하는 사시도이다.

도 11a는 도 10에 도시된 대안 실시예에 따라 구성된 뼈 고정 플레이트의 사시도이다.

도 11b는 도 11a에 도시된 뼈 고정 플레이트의 평면도이다.

도 12a는 도 10에 도시된 대안 실시예에 따라 구성된 K-와이어의 부분 사시도이다.

도 12b는 도 12a에 도시된 K-와이어의 측면도이다.

도 13a는 도 10에 도시된 일 실시예에 따라 구성된 포스트의 정면 사시도이다.

도 13b는 도 13a에 도시된 포스트의 측면도이다.

도 14a는 대안 실시예에 따라 구성된 접게의 정면 사시도로서, 접게는 압축 결합 부재를 갖는 정면 사시도이다.

도 14b는 신장 결합 부재를 포함하는 대안 실시예에 따라 구성된 도 14a에 도시된 접게의 정면 사시도이다.

도 15a는 제1 및 제2 뼈 세그먼트 사이에 형성된 뼈 간극을 감소시키는 도 10에 도시된 뼈 고정 시스템의 정면 사시도로서, 뼈 고정 플레이트는 뼈 고정구로 제1 뼈 세그먼트에 부착되고, 포스트는 제1 뼈 세그먼트에 인접한 뼈 고정 플레이트에 고정적으로 결합되고, K-와이어는 뼈 플레이트를 통해 제2 뼈 세그먼트 내로 연장하는 정면 사시도이다.

도 15b는 도 14b에 도시된 접게로 제1 및 제2 뼈 세그먼트 사이에 형성된 뼈 간극을 신장하는 도 15a에 도시된 뼈 고정 시스템의 정면 사시도이다.

도 16a는 제1 및 제2 뼈 세그먼트 사이에 형성된 뼈 간극을 압축하는 도 10에 도시된 뼈 고정 시스템의 정면 사시도로서, 뼈 고정 플레이트는 뼈 고정구로 제1 뼈 세그먼트에 부착되고, K-와이어는 뼈 플레이트를 통해 제2 뼈 세그먼트 내로 연장하고, 포스트는 제2 뼈 세그먼트에 인접한 뼈 고정 플레이트에 고정적으로 결합되어 접게의 신장이 뼈 간극이 압축되게 하는 정면 사시도이다.

도 16b는 도 14a에 도시된 접게로 제1 및 제2 뼈 세그먼트 사이에 형성된 뼈 간극을 신장하는 도 16a에 도시된 뼈 고정 시스템의 정면 사시도이다.

도 17a는 제1 및 제2 뼈 세그먼트 사이에 형성된 뼈 간극을 압축하는 도 10에 도시된 뼈 고정 시스템의 정면 사시도로서, 뼈 고정 플레이트는 뼈 고정구로 제1 뼈 세그먼트에 부착되고, K-와이어는 제2 뼈 세그먼트 내로 직접 연장하고, 포스트는 제2 뼈 세그먼트에 인접한 뼈 고정 플레이트에 고정적으로 결합되어 접게의 압축이 뼈 간극이 압축되게 하는 정면 사시도이다.

도 17b는 도 14b에 도시된 접게로 제1 및 제2 뼈 세그먼트 사이에 형성된 뼈 간극을 신장하는 도 17a에 도시된 뼈 고정 시스템의 정면 사시도이다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0012]

도 1a를 먼저 참조하면, 뼈 고정 시스템(20)은 뼈 고정 플레이트(22), 한 쌍의 대향하는 K-와이어(24a, 24b)와 같은 K-와이어(24)로서 도시된 적어도 하나의 가이드 와이어 또는 임시 고정 부재 및 K-와이어(24a, 24b)에 결합하도록 구성된 접게(26)를 포함한다. 뼈 고정 플레이트(22)는 뼈 간극(28)에 의해 분리된 뼈 세그먼트(27a, 27b)를 갖는 기초 뼈(27)에 작동적으로 결합될 수 있다. 뼈 간극은 외상성 이벤트, 절골에 의해 생성된 골절일 수 있고, 또는 관절유합술에서 접합될 2개의 개별 뼈의 관절의 괴사의 결과일 수 있다. 뼈 고정 플레이트(22)는 기초 뼈(27)에 접하여 또는 그 부근에 배치되고, K-와이어(24a, 24b)는 플레이트(22)를 통해 각각의 뼈 세그먼트(27a, 27b) 내에 삽입되고, 접게(26)는 뼈 세그먼트(27a, 27b) 중 적어도 하나 또는 모두를 병진 운동시키기 위해 K-와이어 상에 힘을 인가할 수 있어, 이에 의해 서로와 관련하는 뼈 세그먼트(27a, 27b)의 상대 위치를 조정한다. 예를 들어, 접게(26)는 다른 하나를 향해 뼈 세그먼트(27a, 27b) 중 적어도 하나 또는 모두를 유도하는 압축력을 인가할 수 있어, 이에 의해 도 1b에 도시된 바와 같이 뼈 간극(28)을 감소시켜 뼈 세그먼트(27a, 27b)의 유착을 촉진한다. 특정 실시예에 따르면, 접게(26)는 다른 하나로부터 뼈 세그먼트(27a, 27b) 중 하나 또는 모두를 압박하기 위해 K-와이어 상에 신장력을 인가할 수 있어, 이에 의해 예를 들어 도 1b에 도시된 위치로부터 도 1a에 도시된 위치로 뼈 간극(28)을 신장한다. 뼈 고정 플레이트(22)는 뼈(27)에 고정을 위해 기하학적으로 구성될 수 있고, 이는 생체내 또는 생체외에서 원하는 바와 같이 전족부, 중족부, 후족부, 원위 경골 또는 인간 신체 내의 임의의 뼈일 수 있다. 뼈 고정 플레이트(22)는 대안적으로 생체내 또는 생체외에서 임의의 적합한 비인간 동물 신체 뼈에 전술된 방식으로 고정될 수 있다.

[0013]

뼈 고정 시스템(20)은 뼈 간극(28)의 대향 측면들 상에서 기초 뼈(27)에 뼈 고정 플레이트(22)를 고정하는 복수의(예를 들어, 적어도 2개) 뼈 고정구(30)(도 2c 참조)를 더 포함할 수 있다. 뼈 고정 시스템(20) 및 뼈 고정

시스템(20)의 구성 요소는 티타늄 합금을 포함하는 티타늄, 스테인레스강, 세라믹 또는 폴리에테르에테르케톤(PEEK)과 같은 폴리머, 다공성 플라즈마-스프레이된 티타늄 코팅을 갖는 코발트 크롬 몰리브덴(CoCrMo) 또는 원하는 바와 같은 임의의 적합한 대안 재료와 같은 임의의 적합한 생체 적합성 재료로부터 제조될 수 있다.

[0014] 이제 도 2a를 참조하면, 뼈 고정 플레이트(22)는 광범위한 임상 용례에 사용을 위한 상이한 형상 및 크기로 제조될 수 있다. 뼈 고정 플레이트(22)는 종방향(L)을 따라 연장하고, 종방향(L)에 수직이거나 실질적으로 수직인 측방향(A)을 따른 폭 및 종방향(L) 및 측방향(A)의 모두에 수직이거나 실질적으로 수직인 횡방향(T)을 따른 두께를 형성한다. 이와 관련하여, 다양한 방향이 서로로부터  $90^{\circ}$  각도 오프셋된 방향 또는 서로로부터 대략  $45^{\circ}$  및 대략  $90^{\circ}$  각도 오프셋된 범위 이내의 임의의 위치인 방향을 따라 연장될 수 있다는 것이 이해되어야 한다.

[0015] 뼈 고정 플레이트(22)는 실질적으로 중심 종축(31)을 따라 연장하고 근위 단부(34) 및 종축(31)을 따라 근위 단부(34)에 대향하는 원위 단부(36)를 형성하는 플레이트 본체(32)를 포함한다. 플레이트 본체(32)는 뼈 지향 내부면(38) 및 횡방향(T)을 따라 내부면(38)으로부터 이격된 대향하는 외부면(40)을 더 포함한다. 플레이트 본체(32)는 측방향(A)을 따라 서로로부터 이격된 대향하는 측면 표면(42, 44)을 더 형성한다. 플레이트 본체(32)는 기초 뼈(27)의 근피질의 윤곽에 합치하도록 구성되고 치수 설정될 수 있는 원위 단부(36)에 있는 헤드부(46)와, 헤드부(46)에 연결되고 헤드부(46)로부터 종방향으로 근위측에 배치된 샤프트부(48)를 포함한다. 샤프트부(48)는 기초 뼈(27)의 근피질의 윤곽에 합치하도록 구성되고 치수 설정될 수 있다. 도시된 실시예에 따르면, 헤드부(46)는 클로버잎의 형상과 유사하지만, 헤드부(46)는 원하는 바에 따라 임의의 기하학적 형상을 취할 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 클로버잎형 플레이트는 특히 짧은 뼈 세그먼트가 존재하는 경우에 다수의 골질 용례에 사용될 수 있다. "클로버잎" 디자인의 클러스터는 외과의사가 동일한 표면 영역 내에 2개의 고정점보다 더 큰 안정성을 제공할 수 있는 작은 표면 영역 내의 3개의 고정점에 대해 3개의 나사를 배치할 수 있게 한다.

[0016] 헤드부(46)의 뼈 지향 표면(38)은 일반적으로 샤프트부(48)의 뼈 지향 표면(38)과 동일 평면 상에 있거나 오프셋될 수 있다. 예를 들어, 헤드부(46) 및 샤프트부(48)의 뼈 지향 표면(38)은 기초 뼈(27)의 윤곽에 합치하도록 만곡될 수 있다. 플레이트 본체(32)는 헤드부(46)와 샤프트부(48) 사이에 연결된 네크부(50)를 더 포함할 수 있다. 네크부(50)는 직선형, 곡선형일 수 있고, 헤드부 및 샤프트부(48)의 측방향 두께보다 크고, 작거나, 실질적으로 동일한 측방향 두께를 규정할 수 있다. 도시된 실시예에 따르면, 네크부(50)는 헤드부(46) 및 샤프트부(48)의 측방향 두께보다 작은 측방향 두께를 갖는다.

[0017] 도 2a를 계속 참조하면, 뼈 플레이트(22)는 뼈 지향 내부면(38)으로부터 외부면(40)을 통해 그로 플레이트 본체(32)를 통해 횡방향으로 연장하는 복수의 개구(39)를 포함한다. 개구(39)는 복수의 뼈 고정구 구멍(41)과 같은 적어도 하나, 전용 K-와이어 구멍(43)일 수 있는 복수의 K-와이어 구멍(23)과 같은 적어도 하나 및 전용 K-와이어 슬롯(45)일 수 있는 복수의 종방향으로 세장형인 K-와이어 슬롯(25)과 같은 적어도 하나를 포함할 수 있다. 이하의 설명으로부터 이해될 수 있는 바와 같이, K-와이어 구멍(43) 및 K-와이어 슬롯(45)은 각각의 K-와이어를 수용하도록 전용될 수 있고, 또는 뼈 고정구 및 K-와이어의 모두를 수용하도록 구성된 뼈 고정구 구멍으로서 또한 각각 구성될 수 있다.

[0018] 이제 도 2a 내지 도 2g를 참조하여 설명되는 바와 같이, 뼈 고정구 구멍(41)의 하나 이상으로부터 모든 뼈 고정구 구멍(41)은 가변 각도 구멍(52), 고정축 구멍(54), 가변 각도 구멍부 및 고정 각도 구멍부를 포함하는 조합 구멍(57)으로서 구성될 수 있고, 압축 구멍, 나사산 형성된 잡금 구멍 또는 양자의 조합으로서 또한 구성될 수 있다. 뼈 고정구 구멍(41), K-와이어 구멍(43) 및 K-와이어 슬롯(45)의 적어도 하나로부터 전부는 원하는 바에 따라 헤드부(46), 샤프트부(48) 및/또는 네크부(50)를 통해 연장될 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 도시된 실시예에 따르면, 뼈 플레이트(22)는 헤드부(46)를 통해 연장하는 복수의 가변 각도 구멍(52)을 포함한다. 예를 들어, 뼈 플레이트(22)는 서로로부터 측방향으로 이격되고 측방향(A)을 따라 정렬되는 헤드부(46)를 통해 연장하는 한 쌍의 가변 각도 구멍(52)과, 구멍(52) 사이로 측방향으로 원위 위치에서 헤드부(46)를 통해 연장하는 제3 가변 각도 구멍(52)을 포함한다.

[0019] 이제 또한 도 2b를 참조하면, 각각의 가변 각도 구멍(52)은 뼈 플레이트 본체(32)의 내부면(55)에 의해 형성된다. 내부면(55)은 복수의 수직 또는 횡방향 연장 칼럼(56)을 포함한다. 도시된 실시예에 따르면, 4개의 칼럼(56)은 구멍(52) 둘레에 원주방향으로 등간격으로 이격되어 있지만, 플레이트 본체(32)는 대안적으로 도시된 바와 같이 원주방향으로 등간격으로 이격된 또는 원하는 바와 같은 원주방향 가변 거리에 있는 원하는 바에 따른 임의의 수의 칼럼을 포함할 수 있다. 각각의 칼럼(56)은 구멍(52)을 지향하는 내부 나사산(58)을 제공하여, 칼럼(56)이 서로 접합하도록 행차되면[즉, 내부면(55) 주위로 완전히 연장되면], 칼럼(56)은 중심 횡축(49) 둘레로 연장하는 연속적인 나선형 나사산을 형성하게 될 것이다. 따라서, 인접한 칼럼(56)의 나사산(58)은 서로 작

동적으로 정렬되는 것으로 일컬을 수 있다.

[0020] 칼럼(56)이 도시된 바와 같이 내부 나선형 나사산(58)을 제공하지만, 칼럼(56)은 대안적으로 그 위에 형성된 치형부로서 제공된 치형부를 형성할 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 치형부의 칼럼은 서로 접합하도록 연장되면[즉, 내부면(55) 주위로 완전히 연장되면], 나선형 나사산을 형성하지 않고, 뼈 플레이트 구멍(52)의 중심축(49)에 수직인 일련의 동심 리지 및 홈을 형성할 것이다. 따라서, 치형부는 서로 작동적으로 정렬될 수 있다고 일컬을 수 있다. 칼럼(56)은 중심 횡축(49)에 대해 각형성된 대응 축을 형성하기 위해 서로로부터 원주방향으로 이격되어, 나사가 나사산(58)에 나사 결합 고정되면서 임의의 각형성된 축에서 구멍(52)을 통해 연장할 수 있게 된다.

[0021] 구멍(52)을 형성하는 내부면(55)은 인접한 칼럼(56) 사이의 원주방향의 위치에서 플레이트 본체(32) 내로 돌출하는 복수의 아치형 포켓(60)을 더 포함한다. 포켓(60)은 구멍(52)의 중심축(49)으로부터 반경방향 외향인 방향에 대해 오목한 아치형 표면(62)을 각각 제공한다. 도 2c에 도시된 바와 같이 그리고 이하에 더 상세히 설명되는 바와 같이, 뼈 고정구(30)는 가변 각도 위치에서 나사산(58)에 나사식으로 결합할 수 있는 가변 잠금 뼈 고정구(61)로서 제공될 수 있다. 대안적으로, 뼈 고정구(30)는 나사산 형성된 칼럼(56)을 갖고 구매되고 횡축(49)을 따라 연장하는 고정 각도 잠금 나사로서 제공될 수 있다. 가변 각도 구멍(52)은 횡방향(T)을 따라 연장하는 중심축(49)에 대해 최대  $+/- 15^\circ$  (예를 들어,  $30^\circ$  범위 이내)로 원하는 바에 따라 임의의 각도 배향으로 뼈 고정구가 나사산(58)에 결합할 수 있게 하도록 구성될 수 있다. 가변 각도 구멍(52)은 2008년 6월 12일 공개된 미국 특허 출원 공개 제2008/0140130호에 더 설명되어 있고, 이 출원 공개의 개시 내용은 본 명세서에 그대로 설명된 것처럼 참조로서 합체되어 있다.

[0022] 이제 도 2d 내지 도 2e를 또한 참조하면, 고정축 구멍(54)은 일반적으로 원통형일 수 있어, 뼈 플레이트 본체(32)가 실질적으로 원통형이고 적어도 부분적으로 구멍(54)을 형성하는 실질적으로 원통형 내부면(64)을 형성한다. 구멍(54), 및 따라서 내부면(64)은 뼈 지향 표면(38)으로부터 중심 횡축(51)을 따라 외부면(40)으로 플레이트 본체(32)를 통해 완전히 연장될 수 있다. 내부면(64)은 포위될 수 있고, 또는 플레이트 본체(32)는 조합 구멍(57)의 가변 각도 구멍(52)과 고정축 구멍(54) 사이로 연장하도록 내부면(64)의 부분을 통해 종방향으로 연장하는 원주방향 간극(65)을 형성할 수 있다. 간극(65)은 외부면(40)으로부터 내부면(38)으로 플레이트 본체(32)를 통해 횡방향으로 완전히 연장될 수 있다. 도 2d에 도시된 조합 구멍(57)의 내부면(64)은 조합 구멍(57)의 구멍(54) 내에 삽입된 나사의 나사 헤드가 뼈 플레이트(22)를 기초 뼈(27)로 압축할 수 있고 그리고/또는 뼈 조각(27a, 27b)을 함께 압축할 수 있도록 나사산 형성되지 않을 수 있다. 예를 들어, 나사는 구멍의 중심축에 대해 오프셋된 위치에서 구멍(54)의 일 측면에서 기초 뼈(27) 내에 삽입될 수 있어, 나사가 플레이트(22)에 대해 압축됨에 따라, 구멍(54)이 나사와 정렬되게 되고, 이는 뼈 플레이트(22)가 뼈 조각(27a, 27b)을 압축하는 방향으로 병진 운동할 수 있게 한다.

[0023] 따라서, 플레이트(22)는 적어도 하나 이상의 개별 가변 각도 구멍(52) 및 고정축 구멍(54)을 형성할 수 있고, 또는 플레이트(22)는 플레이트 본체(32)를 통해 횡방향으로 연장하는 간극(65)에 의해 연결된 가변 각도 구멍(52) 및 고정축 구멍(54)을 포함하는 적어도 하나 이상의 조합 구멍(57)을 형성할 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 도시된 실시예에 따르면, 소정의 조합 구멍(57)의 가변 각도 구멍(52)은 소정의 조합 구멍(57)의 각각의 가변 각도 구멍(52)에 대해 종방향으로 원위측으로 이격되고, 종방향으로 정렬된다. 조합 구멍(57)은 2008년 6월 12일 공개된 미국 특허 출원 공개 제2008/0140130호에 더 설명되어 있고, 이 출원 공개의 개시 내용은 본 명세서에 그대로 설명된 것처럼 참조로서 합체되어 있다.

[0024] 내부면(64)은 횡방향으로 연장될 수 있어, 구멍(54)이 플레이트 본체(32)를 통해 그 길이를 따라 일정한 직경을 갖게 된다. 도 2e에 도시된 바와 같이, 내부면(64)은 이하에 더 상세히 설명되는 바와 같이, 잠금 뼈 고정구의 헤드의 상보형 나사산에 결합하도록 구성된 내부 나사산(58)을 제공할 수 있다. 고정 각도 헤드를 갖는 나사(고정 각도 나사라 또한 칭함)는 구멍(54)의 횡축을 따라 고정축 구멍(54) 내에 삽입될 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 예를 들어, 고정 각도 나사는 원추형 나사 헤드를 포함할 수 있다. 대안적으로, 가변 각도 헤드를 갖는 나사(또한 가변 각도 나사라 칭함)가 중심 횡축(51)에 대해 소정 각도로 고정축 구멍(54) 내에 삽입될 수 있다. 예를 들어, 가변 각도 나사는 피질 나사 또는 그 나사 헤드가 외부 해면 나사산을 형성하는 나사로서 제공될 수 있다.

[0025] 대안적으로, 도 2f에 도시된 바와 같이, 내부면(64)은 외부면(40)으로부터 내부 뼈 지향면(38)으로 횡방향을 따라 반경방향 내향으로 테이퍼질 수 있다. 내부면(64)은 나사산이 형성되지 않고 이하에 더 상세히 설명되는 바와 같이, 기초 뼈를 향한 방향에서 플레이트(22)에 대해 압축력을 제공하는 압축 뼈 고정구의 나사산 형성되지

않은 헤드에 결합하도록 구성될 수 있다. 대안적으로, 내부면(64)은 잠금 뼈 고정구의 헤드의 상보형 나사산과 정합하기 위해, 그 개시 내용이 본 명세서에 그대로 설명된 것처럼 참조로서 합체되어 있는 미국 특허 제6,206,881호에 설명된 바와 같이 나사산 형성될 수 있다. 또한 대안적으로, 내부면(64)의 외부 영역은 압축 뼈 고정구 헤드에 결합하기 위해 나사산 형성되지 않을 수도 있고, 내부면(64)의 내부 영역은 잠금 뼈 고정구 헤드의 상보형 나사산과 정합하기 위해 나사산 형성될 수 있다.

[0026] 또한 대안적으로, 도 2g에 도시된 바와 같이, 내부면(64)의 부분은 외부면(40)으로부터 내부 뼈 지향면(38)을 향해 횡방향을 따라 반경방향 내향으로 테이퍼질 수 있다. 따라서, 고정축 구멍(54)은 외부면(40)으로부터 내부면(38)으로의 방향을 따라 감소하는 직경을 규정할 수 있다. 내부면(64)의 일부 또는 모두는 실질적으로 선형일 수 있어(예를 들어, 절두 원추형 또는 일반적으로 원추형으로 테이퍼짐) 구멍(54)의 직경이 선형으로 감소하게 되고, 내부면(64)의 일부 또는 모두가 만곡될 수 있게 되어 구멍(54)의 직경이 외부면(40)으로부터 내부면(38)을 향해 횡방향을 따라 가변적으로 감소하게 된다.

[0027] 예를 들어, 내부면(64)은 외부면(40)으로부터 내부면(38)을 향해 횡방향으로 연장하는 제1 또는 외부 횡방향 영역(64a)과, 외부 횡방향 영역(64a)으로부터 뼈 지향면(38)을 향해 그리고 뼈 지향면으로 연장하는 제2 또는 내부 횡방향 영역(64b)을 형성할 수 있다. 외부 횡방향 영역(64a)은 외부면(40)으로부터 내부면(38)을 향해 횡방향을 따라 테이퍼질 수 있고, 나사산 형성되지 않고 기초 뼈를 향한 방향으로 플레이트(22)에 대해 압축력을 제공하는 비잠금 또는 압축 뼈 고정구의 나사산 형성되지 않은 헤드에 결합하도록 구성될 수 있다. 내부 횡방향 영역(64b)은 그 횡방향 길이를 따라 실질적으로 일정한 직경을 규정하기 위해 횡방향으로 연장할 수 있다. 내부 횡방향 영역(64b)은 잠금 뼈 고정구의 헤드의 상보형 나사산에 결합하도록 구성된 내부 나사산(58)을 제공할 수 있다.

[0028] 뼈 플레이트(22)는 헤드부(46)를 통해 연장하는 가변 각도 구멍(52) 및 샤프트부(48)를 통해 연장하는 조합 구멍(57)을 포함하는 것으로서 도시되어 있지만, 뼈 플레이트(22)는 헤드부(46) 및 샤프트부(48)를 통해 연장하는 전술된 실시예의 임의의 뼈 고정구 구멍(41)을 대안적으로 포함할 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 더욱이, 뼈 고정구 구멍(41)의 다수의 실시예는 헤드부(46)를 통해 연장될 수 있고, 반면에 뼈 고정구 구멍(41)의 다수의 실시예는 샤프트부(48)를 통해 연장될 수 있다. 헤드부(46)를 통해 연장하는 고정구 구멍(41)은 샤프트부(48)를 통해 연장하는 고정구 구멍(41)과 동일하거나 상이할 수 있다.

[0029] 도 1a 내지 도 2a를 재차 참조하면, K-와이어 구멍(43) 및 K-와이어 슬롯(45)은 기초 뼈(27)의 뼈 간극(28) 위에 연장하도록 구성된 중간부(35)에 의해 분리되어, 근위 단부(34)가 일 뼈 세그먼트(27a 또는 27b)에 체결될 수 있고 원위 단부(36)가 다른 뼈 세그먼트(27a 또는 27b)에 체결될 수 있게 된다. 이와 관련하여, K-와이어 구멍(43)은 뼈 플레이트 본체(32)의 제1 부분(29)을 통해 연장하고, K-와이어 슬롯(45)은 제1 부분(29)으로부터 종방향으로 근위측으로 이격된 뼈 플레이트 본체(32)의 제2 부분(33)을 통해 연장한다고 일컬을 수 있다. 대안적으로 또는 부가적으로, K-와이어 슬롯(45)은 제1 부분(29)을 통해 연장할 수 있고, K-와이어 구멍(43)은 제2 부분(33)을 통해 연장할 수 있다. K-와이어 슬롯(45)은 K-와이어 구멍(43)과 종방향으로 정렬될 수 있고, 중간부(35)는 제1 부분(31)과 제2 부분(33) 사이에 배치된다. 적어도 하나의 뼈 고정구 구멍(41)은 K-와이어 구멍(43)에 근접한 위치에서 [예를 들어, 제1 부분(29)에서] 뼈 플레이트 본체(32)를 통해 연장할 수 있고, 적어도 하나의 뼈 고정구 구멍(41)은 K-와이어 슬롯(45)에 근접한 위치에서 [예를 들어, 제2 부분(33)에서] 뼈 플레이트 본체(32)를 통해 연장할 수 있다.

[0030] 중간부(35)는 헤드부(46)의 근위 단부 및 샤프트부(48)의 원위 단부, 헤드부(46)와 샤프트부(48) 사이로 연장할 수 있는 네크부 중 하나 이상 내지 모두를 포함할 수 있다. 대안적으로, 특정 뼈 플레이트는 개별 샤프트부, 네크부 및/또는 헤드부를 형성하지 않을 수도 있다는 것이 이해되어야 한다. 따라서, K-와이어 구멍(43)은 일 뼈 세그먼트(27a 또는 27b)와 작동적으로 정렬되고, K-와이어 슬롯(45)은 다른 뼈 세그먼트(27a 또는 27b)와 작동적으로 정렬된다. 도시된 실시예에 따르면, K-와이어 구멍(43)은 가변 각도 구멍(52)의 근위측에 배치된 측방향 위치에서 외부면(40)으로부터 내부면(38)으로 헤드부(46)를 통해 횡방향으로 연장한다.

[0031] 전용 K-와이어 구멍(43)은 외부면(40)으로부터 내부면(38)을 통해 플레이트 본체(32)를 통해 횡방향으로 연장하는 뼈 플레이트(22)의 내부면(66)에 의해 형성된다. 구멍(43)은 도시된 바와 같이 종축(31) 상에 중심 설정되어 또는 종축(31)에 대해 측방향으로 오프셋되어 위치될 수 있다. 내부면(66)은 도시된 바와 같이 원형 단면일 수 있어, 구멍(43)이 원통형이고 또는 내부면(66) 및 구멍(43)이 원하는 바에 따라 임의의 형상을 형성할 수 있게 된다. 구멍(43)은 뼈 고정구 구멍(41)의 것보다 작은 그리고 구멍(43)을 통해 기초 뼈(27) 내로 삽입된 K-와이어(24)의 직경에 실질적으로 동일한 직경 또는 단면 치수를 규정한다. 따라서, 구멍(43)은 K-와이어(24)의

것과 실질적으로 동일한 측방향 치수 및 K-와이어(24)의 것과 실질적으로 동일한 종방향 치수를 규정한다. 그 결과, K-와이어(24)는 뼈 간극(28)이 감소되고 신장됨에 따라 내부면(66)에 접촉하도록 구성될 수 있다. 이와 관련하여, 구멍(43)은 대안적으로 K-와이어(24)보다 크게 치수 설정될 수 있고, K-와이어는 기초 뼈 간극이 감소되려고 할 때 K-와이어 슬롯(45)에 가장 근접한 위치에서 그리고 기초 뼈 간극이 신장되려고 할 때 K-와이어 슬롯(45)으로부터 가장 먼 위치에서 내부면(66)에 접촉하기 위해 구멍(43) 내에 위치될 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 도시된 실시예에 따르면, 구멍(43)은 슬롯(45)과 종방향으로 정렬되어, 기초 뼈 간극(28)이 원하는 바에 따라 종방향(L)으로 감소되고 신장될 수 있게 된다.

[0032] 도 2h를 또한 참조하면, 전용 K-와이어 슬롯(45)은 외부면(40)으로부터 내부면(38)으로 플레이트 본체(32)를 통해 횡방향으로 연장하는 뼈 플레이트(22)의 내부면(68)에 의해 형성된다. 슬롯(45)은 도시된 바와 같이 종축(31) 상에 중심 설정하여 또는 종축(31)에 대해 측방향으로 오프셋되어 위치될 수 있다. 내부면(68)은 한 쌍의 종방향으로 대향하는 말단부(70) 및 단부(70) 사이로 종방향으로 연장하는 중간부(72)를 포함한다. 따라서, 슬롯(45)은 종방향으로 연장하고, K-와이어 슬롯(43)과 종방향으로 정렬된다.

[0033] 슬롯(45)은 K-와이어 구멍(43)의 직경과 실질적으로 동일한 측방향 폭을 규정한다. 슬롯(45)의 측방향 폭 및 K-와이어 구멍(43)의 직경의 모두는 각각의 K-와이어(24)의 것과 실질적으로 동일할 수 있어, K-와이어(24)가 구멍(43)을 통해 삽입될 수 있고 뼈 플레이트(22)에 대한 종방향 및 측방향 운동에 대해 고정될 수 있고, 반면에 다른 K-와이어는 슬롯(45)을 통해 기초 뼈(27) 내에 삽입되고 뼈 플레이트(22)에 대한 측방향 운동에 대해 고정되고 뼈 플레이트(22)에 대해 슬롯(45) 내에서 종방향으로 병진 운동 가능하다. 내부면(68)의, 따라서 슬롯(45)의 단부(70)는 도시된 바와 같이 만곡될 수 있고, 슬롯(45)의 측방향 폭의 절반에 실질적으로 동일한 반경(R)에 의해 규정되어, K-와이어(24)가 단부(70)에 배치될 때 대응 K-와이어(24)가 플레이트(22)에 대한 측방향 이동에 대해 고정되게 된다. 단부(70)는 원하는 바에 따라 임의의 대안적인 크기 및 형상으로 구성될 수 있다. 단부(70)는 선단 예지(71) 및 대향 후단 예지(73)를 형성한다. 선단 예지(71)는 K-와이어 구멍(43)에 더 근접하여 배치되고, 기초 뼈 세그먼트(27a 내지 27b)의 압축[뼈 간극(28)의 감소]을 제한한다. 선단 예지(73)는 K-와이어 구멍(43)으로부터 더 멀리 이격되고, 기초 뼈 세그먼트(27a 내지 27b)의 신장을 제한한다.

[0034] 도 2a를 계속 참조하면, K-와이어 구멍(43)은 헤드부(46)를 통해 연장하는 것으로서 도시되어 있고, K-와이어 슬롯(45)은 샤프트부(48)를 통해 연장하는 것으로서 도시되어 있다. 그러나, K-와이어 구멍(43)은 대안적으로 헤드부(46), 샤프트부(48) 또는 네크부(50)를 통해 연장될 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 또한 대안적으로, 뼈 플레이트(22)는 헤드부(46), 샤프트부(48), 네크부(50) 또는 헤드부(46), 샤프트부(48) 및 네크부(50) 중 하나 이상으로부터 모두의 조합을 통해 각각 연장하는 복수의 K-와이어 구멍(43)을 포함할 수 있다. 마찬가지로, K-와이어 슬롯(45)은 대안적으로 헤드부(46), 샤프트부(48) 또는 네크부(50)를 통해 연장될 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 또한 대안적으로, 뼈 플레이트(22)는 헤드부(46), 샤프트부(48), 네크부(50) 또는 헤드부(46), 샤프트부(48) 및 네크부(50) 중 하나 이상으로부터 모두의 조합을 통해 각각 연장하는 복수의 K-와이어 슬롯(45)을 단독으로 또는 하나 이상의 K-와이어 구멍(43)과 조합하여 포함할 수 있다.

[0035] 더욱이, 도 2a에 도시된 바와 같이, K-와이어 구멍(43)은 헤드부(46)를 통해 연장하는 뼈 고정구 구멍(41)의 근위측에 배치된다. 그러나, K-와이어 구멍(43)은 대안적으로 헤드부(46)를 통해 연장하는 뼈 고정구 구멍(41)의 원위측에 또는 헤드부(46)를 통해 연장하는 하나 이상의 뼈 고정구 구멍(41) 사이에 종방향으로 배치될 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 따라서, 헤드부(46)를 통해 연장하는 하나 이상의 뼈 고정구 구멍(41)은 K-와이어 구멍(43)의 근위측 또는 원위측에 배치될 수 있다. 유사하게, 샤프트부(48)를 통해 연장하는 하나 이상의 뼈 고정구 구멍(41)은 K-와이어 슬롯(45)의 근위측 또는 원위측에 배치될 수 있다. 예를 들어, 도 2i에 도시된 바와 같이, 슬롯(45)은 가변 각도 구멍(52)으로서 구성되는 한 쌍의 뼈 고정구 구멍(41) 사이에 배치된다.

[0036] 뼈 플레이트(22)는 일 실시예에 따라 전술되어 있고, 뼈 고정 시스템(20)은 신체 전체에 걸쳐 다양한 뼈에 고정을 위해 적합한 상이한 기하학적 형태의 뼈 플레이트를 포함할 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 예를 들어, 도 3a 내지 도 3c를 참조하면, 뼈 플레이트(74)는 제2 또는 제3 중족골에 족근골(설상골)을 접합하도록 구성된 족근골 중족골 조인트 융합 플레이트로서 제공된다. 도시된 실시예에 따르면, 뼈 플레이트(74)는 중심 종축(77)을 따라 실질적으로 연장하는 실질적으로 T-형 플레이트 본체(76)를 포함하고, 근위 단부(78) 및 종축(77)을 따라 근위 단부(78)에 대향하는 원위 단부(80)를 형성한다.

[0037] 플레이트 본체(76)는 뼈 지향 내부면(82) 및 횡방향(T)을 따라 내부면(82)으로부터 이격된 대향 외부면(84)을 더 포함한다. 플레이트 본체(76)는 측방향(A)을 따라 서로로부터 이격된 대향하는 측면(79, 81)을 더 형성한다. 플레이트 본체(76)는 근피질의 윤곽에 합치하도록 구성되고 치수 설정될 수 있는 원위 단부(80)에

헤드부(83)와, 헤드부(83)에 연결되고 헤드부(83)로부터 종방향 근위측에 배치된 샤프트부(85)를 포함한다. 샤프트부(85)는 근피질의 윤곽에 합치하도록 구성되고 치수 설정될 수 있다. 헤드부는 종축(77)의 양 측면 상에서 샤프트에 대해 외향으로 측방향으로 연장한다. 플레이트 본체(76)는 헤드부(83)와 샤프트부(85) 사이에 연결된 네크부(86)를 더 포함한다. 네크부(86)는 샤프트부(85) 및 헤드부(83)의 것보다 작은 측방향 폭을 규정한다. 도시된 실시예에 따르면, 헤드부(83) 및 네크부(86)는 만곡되고, 샤프트부(85)로부터 종방향 원위 방향을 따라 샤프트부(85)에 대해 내향으로 횡방향으로 연장된다.

[0038] 뼈 플레이트(74)는 전술된 방식으로 뼈 플레이트 본체(76)를 통해 연장하는 복수의 개구(39)을 포함할 수 있다. 개구(39)은 적어도 하나의 뼈 고정구 구멍(41), 적어도 하나의 전용 K-와이어 구멍(43) 및 적어도 하나의 종방향으로 세장형인 전용 K-와이어 슬롯(45)을 포함할 수 있다. 뼈 고정구 구멍(41), K-와이어 구멍(43) 및 K-와이어 슬롯(45)은 뼈 플레이트(22)에 대해 전술된 바와 같이 구성될 수 있다. 도시된 실시예에 따르면, 플레이트 본체(76)는 샤프트부(85)를 통해 연장하는 한 쌍의 종방향으로 이격된 조합 구멍(57)과, 조합 구멍(57) 사이에 배치된 종방향 연장 K-와이어 슬롯(45)을 포함한다. 조합 구멍(57) 및 K-와이어 슬롯(45)은 종축(77)을 따라 연장하는 것으로서 도시되어 있다. 플레이트 본체(76)는 종축(77)의 대향하는 측면들 상의 헤드부(83)를 통해 연장하는 한 쌍의 측방향으로 이격된 가변 각도 구멍(52)과, 종축(77)과 일치하고 가변 각도 구멍(52)으로부터 근위측에 있는 위치에서 헤드부(83)를 통해 연장하는 K-와이어 구멍(43)을 포함한다.

[0039] 도 3d를 참조하면, 헤드부(83)는 원하는 바에 따라 임의의 수의 개구(39)을 수용하도록 치수 설정될 수 있다. 예를 들어, 도시된 실시예에 따르면, 헤드부(83)는 가변 각도 구멍(52)으로서 구성된 3개의 개구(39)을 포함할 수 있다. 헤드부(83)의 가변 각도 구멍(52) 중 하나는 종축(77) 상에 중심 설정되어 위치될 수 있고, 반면에 헤드부(83)의 한 쌍의 가변 각도 구멍(52)은 중심 가변 각도 구멍(52)에 대해 측방향으로 외향에 배치될 수 있다. 더욱이, 샤프트부(85)는 K-와이어 슬롯(45)의 종방향으로 근위측에 이격된 조합 구멍(57)으로서 도시된 복수의 개구(39)을 포함할 수 있다.

[0040] 도 3e를 참조하면, 헤드부(83)는 플레이트 본체(76) 상에 "L" 형상을 부여하기 위해 구성될 수 있다. 특히, 헤드부(83)의 측면(79) 중 하나는 샤프트부(85)의 측면(79)과 실질적으로 정렬될 수 있고, 반면에 헤드부(83)의 다른 측면(81)은 샤프트부(85)의 측면(81)에 대해 측방향으로 외향으로 돌출될 수 있다. 도시된 실시예에 따르면, 헤드부(83)는 측면(79)과 종축(77) 사이에 내재된 개구(39)를 수용하도록 치수 설정되지는 않는다. 오히려, 헤드부(83)는 종축(77) 상의 제1 개구(39)와, 종축(77)과 측면(81) 사이에 배치된 제2 개구(39)를 형성한다.

[0041] 도 4a를 참조하면, 전술된 바와 같이, 특정 뼈 플레이트는 개별 샤프트부, 네크부 및/또는 헤드부가 없이 구성될 수 있다. 이러한 뼈 플레이트(88)의 일 예는 실질적으로 중심 종축(92)을 따라 연장하는 뼈 플레이트 본체(90)를 포함하고, 근위 단부(94) 및 종축(92)을 따라 근위 단부(94)에 대향하는 원위 단부(96)를 형성한다. 플레이트 본체(90)는 뼈 지향 내부면(93) 및 횡방향(T)을 따라 내부면(93)으로부터 이격된 대향 외부면(95)을 더 형성한다. 플레이트 본체(90)는 측방향(A)을 따라 서로로부터 이격된 대향하는 측면(97, 99)을 더 형성한다. 플레이트 본체(90)는 근위 단부(94)와 원위 단부(96) 각각 사이에 연장하는 샤프트부(100)와, 샤프트부(100)의 양 측면(97, 99)으로부터 측방향으로 돌출하는 한 쌍의 종방향으로 이격된 윙(102, 104)을 포함한다. 윙(102)은 윙(104)에 대해 원위측에 배치되고, 윙(104)보다 큰 거리로 측방향으로 외향으로 연장하지만, 윙(104)은 윙(102)보다 큰 거리로 측방향으로 외향으로 연장될 수 있는 것이 이해되어야 한다.

[0042] 뼈 플레이트(88)는 전술된 방식으로 플레이트 본체(90)를 통해 연장하는 복수의 개구(40)를 포함한다. 예를 들어, K-와이어 슬롯(45)은 K-와이어 구멍(43)에 대해 원위측에 배치된다. 뼈 플레이트(88)는 본체(90)를 통해 연장하는 복수의 뼈 고정구 구멍(41)을 더 포함한다. 예를 들어, 가변 각도 구멍(52)은 윙(102, 104)의 양 측면을 통해 연장된다. 제1 가변 각도 구멍(52)은 K-와이어 슬롯(45)의 근위측의 위치에서 샤프트부(100)를 통해 더 연장하고, 제2 가변 각도 구멍(52)은 K-와이어 구멍(43)의 근위측의 위치에서 샤프트부(100)를 통해 연장한다. 조합 구멍(57)이 K-와이어 구멍(43)의 근위측 및 제2 가변 각도 구멍(52)의 근위측의 위치에서 샤프트부(100)를 통해 연장한다. 도 4b에 도시된 바와 같이, 플레이트 본체(90)는 K-와이어 구멍(43)과 K-와이어 슬롯(45) 사이에 배치된 중간부(91)를 형성한다.

[0043] 중간부(91)는 플레이트 본체(90)의 나머지와 동일 평면 상에 있을 수 있고, 또는 뼈 지향 내부면(93)을 따른 종방향 진행 방향에 대해 플레이트 본체(90)의 잔여부로부터 각도를 이루어 오프셋될 수 있다. 특히, 내부면(93)은 도시된 실시예에 따라 중간부(91)에서 오목하다. 플레이트 본체(90)는 예를 들어 단독으로 또는 샤프트부(100)와 조합하여 윙(102, 104)에서, 뼈 지향 내부면(93)을 따라 측방향에 대해 더 만곡될 수 있다.

[0044] 이제 도 4c를 참조하면, K-와이어 구멍(43)은 K-와이어 슬롯(45)에 대해 종방향으로 오프셋될 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 특히, 뼈 플레이트(88)는 실질적으로 도 4a에 대해 전술된 바와 같이 구성되지만, 윙(102, 104)은 제1 측면(97)으로부터 측방향으로 연장하는 각각의 제1 측방향 연장부(102a, 104a)와, 제1 연장부(102, 104a)에 대해 원위측의 위치에서 제2 측면(99)으로부터 측방향으로 연장하는 각각의 제2 측방향 연장부(102b, 104b)를 형성한다. 더욱이, 근위 단부(94) 및 원위 단부(96)는 서로로부터 측방향으로 오프셋된다. 따라서, K-와이어 슬롯(45)은 종방향으로 연장하고, K-와이어 구멍(43)은 K-와이어 슬롯(45)에 대해 측방향으로 오프셋되어, K-와이어 슬롯(45) 및 K-와이어 구멍(43)이 종방향으로 정렬되지 않게 된다. 대안적으로, 도 4d에 도시된 바와 같이, K-와이어 슬롯(45) 및 K-와이어 구멍(43)은 모두 중심 종축(92)에 대해 각도를 이루어 오프셋되고 서로 종방향으로 정렬될 수 있다.

[0045] 이제 도 4e를 참조하면, 대안적으로 구성된 뼈 플레이트(106)는 실질적으로 중심 종축(112)을 따라 연장하는 샤프트부(110)를 갖는 뼈 플레이트 본체(108)를 포함하고, 근위 단부(114) 및 종축(112)을 따라 근위 단부(114)에 대향하는 원위 단부(116)를 형성한다. 샤프트부(110)는 근위 단부(114)와 원위 단부(116) 사이로 연장하는 중간부(111)를 더 포함한다. 플레이트 본체(108)는 뼈 지향 내부면(118) 및 횡방향(T)을 따라 내부면(118)으로부터 이격된 대향 외부면(120)을 더 형성한다. 플레이트 본체(108)는 측방향(A)을 따라 서로로부터 이격된 대향하는 측면(121, 123)을 더 형성한다. 플레이트 본체(108)는 샤프트부(110)의 원위 단부(116)로부터 원위측으로 그리고 측방향으로 외향으로 연장하는 제1 쌍의 측방향으로 대향된 전개된 영역(124a)과, 샤프트부(110)의 근위 단부(114)로부터 근위측으로 그리고 측방향으로 외향으로 연장하는 제2 쌍의 측방향으로 대향된 전개된 영역(124b)을 더 포함한다. 샤프트부(110) 및 전개된 영역(124a 내지 124b)은 뼈 플레이트 본체(108)에 실질적인 X-형상을 부여한다.

[0046] 뼈 플레이트(106)는 플레이트 본체(108)의 제1 부분(113)을 통해 연장하는 K-와이어 구멍(43)과, 제1 부분(113)에 대해 근위측에 배치된 플레이트 본체(108)의 제2 부분(115)을 통해 연장하는 K-와이어 슬롯(45)을 포함하지만, 전술된 바와 같이 K-와이어 구멍(43)은 제2 부분(115)을 통해 연장할 수 있고 K-와이어 슬롯(45)은 제1 부분(115)을 통해 연장할 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 중간부(111)는 플레이트 본체(108)의 제1 부분(113)과 제2 부분(115) 사이로 연장한다. 제1 부분(113)은 K-와이어 구멍(43) 및 K-와이어 슬롯(45)의 모두를 포함할 수 있고, 제2 부분(115)은 마찬가지로 플레이트(106)의 위치적 융통성을 향상시키고 기초 뼈 세그먼트(27a 또는 27b)가 다른 뼈 세그먼트(27a 또는 27b)에 대해 병진 운동하는 것을 허용하기 위해 K-와이어 구멍(43) 및 K-와이어 개구(45)를 포함할 수 있다. 뼈 플레이트(106)는 각각의 전개된 영역(124a 내지 124b)을 통해 횡방향으로 연장하는 가변 각도 구멍(52)으로서 도시되어 있는 뼈 고정구 구멍(41)을 더 포함한다. 따라서, K-와이어 구멍(43) 및 K-와이어 슬롯(45) 중 하나 또는 모두는 하나 이상의 뼈 고정구 구멍(41)으로부터 모든 뼈 고정구 구멍(41)에 대해 측방향으로 오프셋될 수 있다.

[0047] 이제 도 4f를 참조하면, 또 다른 대안적인 실시예에 따라 구성된 실질적으로 선형 뼈 플레이트(130)는 실질적으로 중심 종축(136)을 따라 연장하는 샤프트부(134)를 갖는 뼈 플레이트 본체(132)를 포함하고, 근위 단부(138) 및 종축(136)을 따라 근위 단부(138)에 대향하는 원위 단부(140)를 형성한다. 샤프트부(134)는 근위 단부(138)와 원위 단부(140) 사이로 연장하는 중간부(135)를 더 포함한다. 플레이트 본체(132)는 뼈 지향 내부면(142) 및 횡방향(T)을 따라 내부면(142)으로부터 이격된 대향 외부면(144)을 더 형성한다. 플레이트 본체(132)는 측방향(A)을 따라 서로로부터 이격된 대향하는 측면(145, 147)을 더 형성한다.

[0048] 뼈 플레이트(130)는 플레이트 본체(132)의 각각의 제1 부분(131) 및 제2 부분(133)을 통해 연장하는 K-와이어 구멍(43) 및 K-와이어 슬롯(45)을 더 포함한다. 제1 부분(131)은 제2 부분(133)의 근위측 또는 원위측에 배치될 수 있어, 중간부(135)가 제1 부분과 제2 부분 사이에 배치되게 된다. 도시된 실시예에 따르면, 뼈 플레이트(130)는 K-와이어 구멍(43) 및 K-와이어 슬롯(45)에 대해 종방향으로 외향으로 배치된 가변 각도 구멍(52)으로서 도시된 복수의 뼈 고정구 구멍(41)을 포함하여, 중간부(135)가 개구(40)가 없게 된다. 도 4g에 도시된 바와 같이, 근위 단부(138) 및 원위 단부(140)는 원하는 바에 따라 중간부(135)에 대해 측방향으로 외향으로 전개될 수 있다.

[0049] 이제 도 5a 내지 도 5d를 참조하면, 뼈 고정구(30)는 비잠금 뼈 나사, 잠금 뼈 나사, 못, 핀 또는 뼈 플레이트(22)를 기초 뼈(27)에 고정하도록 구성된 임의의 대안적으로 구성된 체결구로서 제공될 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 더욱이, 뼈 고정구(30)의 하나 이상으로부터 모두는 상이하게 구성된 뼈 고정구로서 제공될 수 있다. 예를 들어, 뼈 고정구(30)의 하나 이상으로부터 모두는 뼈 플레이트(예를 들어, 헤드부 또는 샤프트부 내의)를 통해 삽입되도록 구성된 비잠금 뼈 나사로서 제공될 수 있고, 반면에 뼈 고정구(30)의 하나 이상으로부터 모두는 뼈 플레이트(예를 들어, 헤드부 또는 샤프트부 내의)를 통해 삽입되도록 구성된 잠금 뼈 나사로서 제공

될 수 있다.

[0050] 특히 도 5a를 참조하면, 뼈 고정구(30)는 피질 나사로서 또한 공지되어 있는 비잠금 뼈 나사(150)로서 도시되어 있다. 비잠금 나사(150)는 나사 헤드(153)로부터 원위측으로 연장하는 샤프트(152)를 포함한다. 샤프트(152)는 적어도 부분적으로 나사산 형성되거나 치형부 형성될 수 있고, 따라서 기초 뼈(27) 내에 고정되도록 구성될 수 있다. 도시된 바와 같이, 샤프트(152)는 그 외부면에 나선형 나사산(154)을 형성한다. 샤프트(152)의 길이 및 나사산(154)의 구성(예를 들어, 피치, 프로파일 등)은 용례에 따라 다양할 수 있다. 샤프트(152)는 기초 뼈(27) 내로의 뼈 나사(150)의 이식을 용이하게 하기 위해 자기 텁핑(self-tapping) 및/또는 자기 드릴링될 수 있는 텁 단부(156)를 형성한다. 뼈 나사(150)는 헤드(153) 및 샤프트(152)를 통해 연장하는 캐뉼러(158)를 더 포함할 수 있고, 뼈 나사(150)의 적절한 배치를 지원하는 가이드 와이어를 수용하도록 구성된다.

[0051] 헤드(153)는 뼈 플레이트(22)에 접촉하도록 구성된 나사산 형성되지 않은 내부 결합면(155)과, 기초 뼈(27) 내로 샤프트(152)를 구동하기 위해 뼈 나사(150) 상에 회전 이동을 부여하는 구동 기구의 상보형 결합 부재와 정합하도록 구성된 결합 부재를 포함하는 대향 외부 구동면(157)을 형성한다. 작동 중에, 뼈 나사(150)는 전술된 유형의 뼈 고정구 구멍(41)과 정렬되고, 샤프트(152)는 정렬된 구멍(41)을 통해 기초 뼈(27) 내로 구동된다. 샤프트(152)는 내부 결합면(155)이 뼈 플레이트(22)에 접촉할 때까지 기초 뼈(27) 내로 구동될 수 있어, 이에 의해 기초 뼈(27)를 향한 뼈 플레이트(22)에 대한 압축력을 인가하고 뼈 플레이트(22)를 기초 뼈(27)에 고정한다. 비잠금 뼈 나사(150)는 따라서 또한 압축 뼈 나사로서 칭할 수 있다. 일반적으로, 나사 헤드(153)는 내부 결합면(155)에서 실질적으로 평활한 표면을 형성하고, 선택 뼈 고정구 구멍(41)에 대응하는 임의의 적합한 크기 및 기하학적 형상을 갖는다. 헤드(102)의 형상은 예를 들어 원추형으로 테이퍼지고, 직선형 측면을 갖고, 구형, 반구형 등일 수도 있다. 특정 경우에, 나사산 형성되지 않은 결합면(155)이 뼈 고정구 구멍(41)을 적어도 부분적으로 형성하는 뼈 플레이트(22)의 대응 나사산 형성되지 않은 내부면에 접촉하는 것이 바람직할 수도 있다.

[0052] 이제 도 5b 내지 도 5c를 참조하면, 뼈 고정구(30)는 헤드(162) 및 헤드(162)로부터 중심축(165)을 따라 원위측으로 연장하는 샤프트(164)를 갖는 잠금 뼈 나사(160)로서 도시되어 있다. 샤프트(164)는 적어도 부분적으로 나사산 형성되거나 치형부가 형성될 수 있고, 따라서 기초 뼈(27) 내에 고정되도록 구성될 수 있다. 도시된 바와 같이, 샤프트(164)는 그 외부면 상에 나선형 나사산(166)을 형성한다. 샤프트(164)의 길이 및 나사산(166)의 구성(예를 들어, 피치, 프로파일 등)은 용례에 따라 다양할 수 있다. 샤프트(164)는 기초 뼈(27) 내로의 뼈 나사(160)의 이식을 용이하게 하기 위해 자기 텁핑 및/또는 자기 드릴링될 수 있는 텁 단부(168)를 형성한다. 뼈 나사(160)는 전술된 방식으로 캐뉼러를 더 포함할 수 있다.

[0053] 헤드(162)는 전술된 바와 같이 구동 기구의 상보형 결합 부재와 정합하도록 구성된 구동면(170)과, 뼈 플레이트(22)의 대응 나사산과 정합하도록 구성된 나사산 형성된 결합면(172)을 형성한다. 결합면(172)은 나사산 마루(176) 및 플랭크(180)에 의해 서로 연결된 골(178)을 형성하는 나선형 나사산(174)을 형성하고, 2개의 인접한 플랭크(180)는 나사산각을 형성한다. 공지의 잠금 나사에서 일반적인 바와 같이 원추형으로 성형된 헤드(162)는 통상적으로 나사산 마루(176)가 라인(182 또는 184)과 같은 직선 상에 위치하고 나사산 골(178)이 라인(186 또는 188)과 같은 다른 직선 상에 위치하도록 배향되고, 라인의 쌍(182, 186 및 184, 188)은 서로 실질적으로 평행하고, 나사(160)의 중심축(165)에 대해 평행하거나 비평행할 수 있다. 예를 들어, 나사산(174)의 외경은 헤드(162)로부터 텁(168)을 향한 방향을 따라 감소할 수 있다. 잠금 나사(160)는 중심축(예를 들어, 165)을 따라 측정된 바와 같이 일정한 나사산 피치(마루간 또는 골간 거리)를 또한 가질 수 있다.

[0054] 작동 중에, 비잠금 나사(150) 또는 잠금 나사(160)로서 제공될 수 있는 뼈 고정구(30)는 뼈 고정구 구멍(41) 중 하나 이상으로부터 모두 내로 삽입될 수 있다. 잠금 나사(160) 및 비잠금 나사는 뼈 플레이트(22)의 헤드부 및/또는 샤프트부 내에 단독으로 또는 서로 조합하여 사용될 수 있다. 비잠금 나사(150)는 뼈 고정구 구멍(41) 내의 뼈 플레이트(22)에 대해 조여짐에 따라 기초 뼈(27)에 대해 뼈 플레이트(22)를 압축하도록 구성된다는 것이 이해되어야 한다. 잠금 나사(160)는 뼈 플레이트(22)에 나사(160)를 잠금하기 위해 나사산 형성된 뼈 고정구 구멍(41)과 나사식으로 정합되도록 구성되어, 뼈(27)에 대한 뼈 플레이트(22)의 압축을 발생하지 않고 또는 뼈(27)에 대한 뼈 플레이트(22)의 압축을 다른 방식으로 제한하지 않고 기초 뼈(27)에 뼈 플레이트(22)를 부착한다.

[0055] 이제 도 5d를 참조하면, 뼈 고정구(30)는 헤드(192) 및 헤드(192)로부터 중심축(195)을 따라 원위측으로 연장하는 샤프트(194)를 갖는 가변 각도 잠금 나사(190)로서 도시되어 있다. 샤프트(194)는 적어도 부분적으로 나사산 형성되거나 치형부가 형성될 수 있고, 따라서 기초 뼈(27) 내에 고정되도록 구성될 수 있다. 도시된 바와

같이, 샤프트(194)는 그 외부면에 나선형 나사산(196)을 형성한다. 샤프트(194)의 길이 및 나사산(196)의 구성(예를 들어, 피치, 프로파일 등)은 용례에 따라 다양할 수 있다. 샤프트(194)는 기초 뼈(27) 내로의 뼈 나사(190)의 이식을 용이하게 하기 위해 자기 텁抨 및/또는 자기 드릴링될 수 있는 팀 단부(198)를 형성한다. 뼈 나사(190)는 전술된 방식으로 캐뉼러를 더 포함할 수 있다.

[0056] 나사 헤드(192)는 적어도 부분적으로 구형으로서 도시되어 있고, 그 외부면 상에 나사산(200)을 형성한다. 나사산(200)은 이중 리드 나사산일 수 있고, 곡률반경을 따라 원호형 프로파일(202)(예를 들어, 비선형 또는 곡선형)을 형성한다. 나사산(200)은 따라서 나사(190)의 중심축(195)으로부터 거리(208)(수직으로 측정된)인 곡률반경의 중심(206)을 교차하는 골 프로파일 라인(204a 내지 204f)을 형성한다. 예를 들어, 반경(624)이 10 mm이면, 거리(208)는 2.4 mm 나사[2.4 mm는 샤프트(194)의 주 직경을 칭함]에 대해 약 8.2 mm일 수 있다. 그러나, 곡률반경이 증가함에 따라, 헤드(192)는 점점 적게 구형이 되어, 나사산 프로파일이 잠금 나사(160)에 대해 전술된 바와 같이 직선과 더욱 더 정렬될 수 있게 한다는 것이 이해되어야 한다.

[0057] 나사산 피치는 곡률반경을 따라 측정될 때 일정할 수 있지만, 헤드(192)로부터 팀(198)을 향해 원위 방향에서 중심축(195)을 따라 측정될 때 좁고-넓고-좁은 것으로 다양할 수 있다. 이 나사산 프로파일은 선택된 각도에 무관하게 뼈 플레이트와의 소정 접촉도를 유지하면서 각도의 범위 내의 선택 가능한 각도에서 가변 각도 잠금 나사가 가변 각도 구멍(52)과 결합할 수 있게 한다. 즉, 허용 가능한 각도 범위 내의 뼈 플레이트 구멍(52)의 중심축에 대한 나사(190)의 각도는 플레이트 구멍(52)의 내부면(55)에 대한 나사 헤드 나사산(200)의 결합에 영향을 미치지 않는다. 나사산(200)이 정확하게 동일한 방식으로 나사산 세그먼트(58)의 칼럼(56)에 결합하여 양호한 끼워맞춤을 보장하기 때문에, 기밀한 잠금이 따라서 나사(190)가 가변 각도 구멍(52) 내로 삽입되는 각도(각도의 범위 내의)에 무관하게 나사(190)와 뼈 플레이트(22) 사이에서 얻어진다.

[0058] 비잠금 뼈 나사(150), 잠금 뼈 나사(160) 및 가변 각도 잠금 뼈 나사(190)는 또한 2008년 6월 12일 공개된 미국 특허 출원 공개 제2008/0140130호에 더 상세히 설명되어 있고, 이 출원 공개의 개시 내용은 본 명세서에 그대로 설명되어 있는 것처럼 참조로서 합체되어 있다.

[0059] 이제 도 6a를 참조하면, K-와이어(24)는 중심축(213)을 따라 종방향으로 세장형인 와이어 본체(212)를 갖는 임시 고정 부재를 제공한다. 와이어 본체(212)는 근위부(214) 및 중심축(213)을 따라 근위부(214)로부터 이격된 대향 원위부(216)를 형성한다. K-와이어(24)는 와이어 본체(212)에 부착되고 근위부(214)로부터 원위부(216)를 분리하는 결합 부재(218)를 포함한다. 근위부(214) 및 원위부(216)는 원통형 형상일 수 있고 또는 원하는 바에 따라 임의의 적합한 대안적인 형상을 형성할 수 있다. 결합 부재(218)는 도시된 바와 같이 구형일 수 있는 외부 결합면(220)을 형성하고, 또는 임의의 적합한 대안적인 형상을 형성할 수 있다. 예를 들어, 외부면(220)은 등근형(예를 들어, 원통형 또는 다른 방식의 곡선형), 다각형 등일 수 있고, 따라서 집게(26)에 의해 결합되는 데 적합할 수 있다.

[0060] K-와이어의 근위부(214)는 회전 가능하게 구동되기 위해 삽입 도구에 의해 결합되도록 구성된다. K-와이어(24)의 원위부(216)는 뼈 플레이트(22)의 개구(39)를 통해 삽입되고, 기초 뼈(27) 내로 일시적으로 구동되어 그에 고정되도록 구성된다. 특히, K-와이어(24)는 원위부(216)에 나선형 나사산(222)과, K-와이어(24)가 자기 텁抨될 수 있도록 원하는 바에 따라 하나 이상의 절단 흠을 제공할 수 있는 테이퍼진 또는 첨예한 구동 단부 또는 팀(224)을 포함한다. 팀(224)은 따라서 K-와이어(24)의 회전이 나사산(222)이 뼈(27) 내로 구동될 수 있게 하도록 하는 깊이로 기초 뼈 내로 구동되도록 구성된다. 나사산(222)은 예를 들어 팀(224)에 근접한 위치로부터 결합 부재(218)에 근접한 위치로 원위부(216)의 모두 또는 영역을 따라 연장한다. 나사산(222)은 결합 부재(218)로 연장할 수 있고, 또는 결합 부재(218)로부터 원위측으로 이격된 위치에서 종료할 수 있다. 따라서, K-와이어(24)는 접촉 부재(28)가 뼈 플레이트(22)에 대해 압축을 인가할 수 있게 하는 깊이로, 또는 접촉 부재(28)가 뼈 플레이트로부터 이격될 수 있게 하는 깊이로 기초 뼈 내로 구동될 수 있다.

[0061] 와이어 본체(212)는 원하는 바에 따라 치수 설정되고 성형될 수 있고, 도시된 실시예에 따르면 근위부(214)의 직경과 나사산(222)의 외경이 모두 대략 1.25 mm가 되도록 치수 설정되지만, 근위 단부(24)의 직경 및 나사산의 외경은 예를 들어 대략 1.6 mm, 대략 1.25 mm 내지 대략 1.6 mm의 임의의 거리, 또는 대략 1.25 mm 미만 또는 대략 1.6 mm 초과의 임의의 거리로 원하는 바에 따라 치수 설정될 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 이와 관련하여, 나사산(222)의 외경 또는 단면 치수는 근위부(214)의 직경 또는 단면 치수와 실질적으로 동일하고, 크거나 작을 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 도 6a에 도시된 바와 같이, 원위부(216)는 제1 길이를 가질 수 있고, 도 6b에 도시된 바와 같이 다른 K-와이어(24)의 원위부(216')는 원위부(216)의 제1 길이보다 작은 제2 길이를 가질 수 있다. K-와이어(24)의 원위부는 대략 1 mm 내지 대략 40 mm와 같은 원하는 바에 따른 임의의 길

이 또는 뼈 플레이트를 통해 연장하고 기초 뼈(27)에 고정되기에 적합한 임의의 대안적인 길이를 가질 수 있다.

[0062] 도 6a를 계속 참조하면, 결합 부재(218)는 도시된 바와 같이 구형인 외부면(220)을 포함할 수 있지만, 원위부(216)가 연장하는 뼈 플레이트 개구(40)에 의해 형성된 바와 같은 원하는 방향에서 K-와이어(24) 및 기초 뼈를 편의하는 힘을 수용하기에 적합한 임의의 형상을 가질 수 있다. 예를 들어, 외부면(220)은 중심축(213) 둘레로 또는 중심축(213)과 일치하거나 이를 교차하는 임의의 축 둘레로 원통형 형상일 수 있다. 이와 관련하여, 외부면(220)은 원형 단면, 타원형 단면 또는 임의의 대안적인 곡선형 또는 다각형 형상, 규칙적인 또는 불규칙적인 단면을 형성할 수 있다. 따라서, 외부면(220)은 원하는 바에 따라 임의의 방향에서 만곡된 표면을 형성할 수 있고, 또는 다각형, 규칙적 또는 불규칙적, 각형성될 수 있고, 또는 원하는 바에 따라 임의의 대안적인 형상을 형성할 수 있다. 구형 외부면(220)은 집게(42)가 이하에 더 상세히 설명되는 바와 같이 가변 접근각으로 결합 부재(218)에 결합할 수 있게 한다. 결합 부재(218)는 와이어 본체(212)에 일체로 또는 개별적으로 부착(예를 들어, 용접)될 수 있다.

[0063] 결합 부재(218)의 외부면(220)은 원위측 뼈 플레이트 지향 단부(226), 대향 근위 단부(228) 및 원위 단부(226)와 근위 단부(228) 사이에 배치된 중간 결합면(230)을 형성한다. 외부면(220)에 대해 전술된 바와 같이, 결합면(230)은 원형 단면 및 타원형 단면, 또는 임의의 만곡된 또는 다각형 형상, 규칙적인 또는 불규칙적인 단면을 형성할 수 있다. 따라서, 외부면(220)은 원하는 바에 따라 임의의 방향에서 만곡된 표면을 형성할 수 있고, 또는 다각형, 규칙적 또는 불규칙적, 각형성될 수 있고, 또는 원하는 바에 따라 임의의 대안적인 형상을 형성할 수 있다. 외부면(220)은 와이어 본체(212)의 원위부(216)의 것보다 큰 직경 또는 단면 치수, 특히 원위부(216)의 것보다 크고 K-와이어(24)의 원위부(216)가 삽입되는 구멍(45)보다 큰 측방향 치수를 형성한다. 따라서, 결합 부재(218)는 기초 뼈(27) 내로의 K-와이어(24)의 삽입 깊이를 제한하기 위해 뼈 플레이트(22)에 접촉하도록 구성된 정지부를 제공할 수 있다.

[0064] 뼈 고정 시스템(20)의 K-와이어(24)는 동일하게 구성되고 전술된 바와 같이 K-와이어 구멍(43) 또는 K-와이어 슬롯(45) 내에 삽입되도록 구성될 수 있다. 대안적으로, 구멍(34) 및 슬롯(45)이 상이한 측방향 치수를 규정하면, K-와이어(24)는 상이한 직경 또는 측방향 치수를 구비할 수 있고, 이를 중 하나는 구멍(34)의 직경 또는 측방향 치수에 동일하고 다른 하나는 슬롯(45)의 측방향 폭에 동일하다. K-와이어(24)는 이들이 기초 뼈(27) 내로 구동되고 이후에 수술 또는 뼈 고정 절차의 완료에 아파서 제거되기 때문에, 임시 고정 부재, 임시 뼈 고정 구 또는 임시 뼈 고정 부재라 칭할 수 있다. 뼈 고정구(30)는 다른 한편으로는, 이들이 수술 절차의 완료 후에 기초 뼈(27) 내에 이식되어 유지되기 때문에, 영구 뼈 고정구 또는 영구 뼈 고정 부재라 칭할 수 있지만, 뼈 고정구(30)는 제2 후속 수술 절차에서 제거될 수 있다.

[0065] 이제 도 7a 내지 도 7c를 참조하면, 집게(26)는 조인트(252)에서 함께 피벗식으로 연결된 한 쌍의 아암(250)을 포함하고, 이 조인트는 근위부(254)와 대향 원위부(256) 사이에 아암(250)을 분할한다. 각각의 아암(250)의 근위부(254)는 외부 파지면(260)을 제공할 수 있는 핸들(258)을 형성하고, 반면에 각각의 아암(250)의 원위부(256)는 각각의 K-와이어(24)의 결합 부재(218)의 외부면(220)에 결합하도록 구성된 결합 부재(262)를 형성한다. 각각의 아암(250)의 근위부(254)는 일반적으로 평면형이고, 반면에 각각의 아암(250)의 원위부(256)는 근위부(254)에 대해 내향으로 그리고 평면외로 연장한다. 특히, 원위부(256)는 핸들(258)이 결합 부재(218) 위로(또는 그로부터 외향으로) 이격될 때 결합 부재(262)가 결합 부재(218)를 향해 연장되도록 만곡된다.

[0066] 아암(250)은 피벗식으로 연결되어, 핸들(258)들이 함께 모여질 때 결합 부재(262)들이 마찬가지로 함께 모여지게 되고, 핸들(258)들이 이격되게 이동될 때 결합 부재들이 마찬가지로 이격되게 이동되게 된다. 도 7d를 또한 참조하면, 집게(26)는 아암(250)들이 함께 충분적으로 이동할 수 있게 하는 래크(264)을 포함한다. 예를 들어, 아암(250) 중 하나는 래크 본체(269)로부터 외부로 연장하는 복수의 치형부(268)를 갖는 래크(266)를 갖는다. 도시된 실시예에 따르면, 래크(266)는 대웅 아암(250)의 근위부(254)로부터 연장하고, 조인트(270)에서 아암(250)에 피벗식으로 연결된다. 래크(266)를 갖는 아암(250)은 또한 래크(266)를 수용하는 가이드 채널(273)을 형성하는 가이드(272)를 또한 갖는다.

[0067] 대향 아암(250)은 이들 사이에 채널(276)을 형성하는 한 쌍의 대향된 채널벽(274)을 갖는다. 채널(276)은 가이드(272)에 의해 채널(276) 내로 유도되는 래크(266)를 수용하여, 래크(266)가 채널(276) 내에서 병진 운동하게 된다. 채널벽(274)은 또한 래크(266)의 치형부(268)와 결합하여 스프링 편의될 수 있는 적어도 하나의 치형부(278)를 갖는다. 치형부(278) 및 치형부(268)는 핸들(258)들이 함께 모여짐에 따라 치형부(278)가 치형부(268) 위에 타고갈 수 있도록 구성될 수 있다. 스프링력은 치형부(278)가 각각의 치형부(268)를 따라 타고갈 때 저항을 제공하고, 핸들(258) 및 따라서 결합 부재(262)가 충분적으로 폐쇄됨에 따라 측각 피드백을 제공하기 위해

인접한 치형부(268) 사이의 골 내로 치형부(278)를 편의한다. 치형부(268, 278)는 또한 원한다면 분리력이 핸들(258)에 인가될 때 간섭이 치형부(268)가 치형부(278)를 따라 타고 가는 것을 방지하도록 구성될 수 있다. 치형부(278)는 핸들(258)의 분리 및 따라서 결합 부재(262)의 분리를 허용하기 위해 치형부(268)와의 결합으로부터 치형부(278)를 해제하기 위해 스프링력에 대해 사용자에 의해 눌러질 수 있는 결합면(279)을 포함할 수 있다. 대안적으로, 치형부(268, 278)는 치형부(268)가 핸들(268) 및 따라서 결합 부재(262)가 분리될 때, 그리고 핸들(268) 및 따라서 결합 부재(262)가 함께 모여질 때 전술된 방식으로 치형부(278)를 따라 충분적으로 타고 가도록 구성될 수 있다.

[0068] 이제 도 7e를 또한 참조하면, 각각의 결합 부재(262)는 다른 아암(250)의 대응 내부 결합면(280)에 지향하는 내부 결합면(280) 및 대향 외부면(282)을 형성한다. 결합 부재(262)가 대응 K-와이어(24)의 상보형 결합 부재(218)에 각각 결합할 때, 내부면(280)은 결합 부재(218)의 각각의 외부면(220)에 접촉할 수 있다.

[0069] 도시된 실시예에 따르면, 각각의 결합 부재(262)는 내부면(280) 내로 돌출하는 포켓(284)을 포함한다. 포켓(284)은 원하는 바에 따라 임의의 크기 및 형상을 가질 수 있고, 따라서 원하는 바에 따른 임의의 크기 및 형상을 가질 수 있는 대응 내부 결합면(286)을 제공하여, 결합면(286)이 대향 K-와이어(24)를 향해 내향으로 대응 K-와이어(24)를 편의하는 K-와이어(24)의 각각의 결합 부재(218) 상에 압축력을 인가하도록 구성되게 된다. 포켓(284)은 내부 결합면(286)을 향한 방향을 따라 K-와이어(24)의 결합 부재(218)를 적어도 부분적으로 수용하도록 구성된 개방 외부 단부(285)를 갖는다.

[0070] 도시된 실시예에 따르면, 결합면(286)은 서로 실질적으로 수직으로 지향된 2개의 곡률반경을 따라 연장한다. 일 곡률반경은 다른 곡률반경보다 클 수 있어, 결합면(286)이 K-와이어(24)의 결합 부재(218)의 외부면(220)의 것과 실질적으로 동일한 수직 곡률을 형성하게 된다. 결합면(286)은 수직 곡률반경의 것보다 큰 수평 곡률반경을 형성할 수 있어, 결합면(286)이 수평 방향에서보다 수직 방향에서 더 큰 평균 곡률을 갖게 된다. 수직 곡률은 원형이고 각각의 결합 부재(218)의 외부면(220)에 실질적으로 동일하게 치수 설정되고 성형될 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 수평 평균 곡률은 연속적인 만곡된 표면, 하나 이상의 각형성된 표면, 또는 직선형 표면(따라서 무한한 곡률반경을 형성함)에 의해 형성될 수 있다. 만곡된 표면(286)은 포켓(284)이 다양한 접근각에서 각각의 결합 부재(218)를 신뢰적으로 수용할 수 있게 한다. 대안적으로, 수평 곡률은 수직 곡률에 실질적으로 동일할 수 있고, 따라서 K-와이어(24)의 결합 부재(218)의 구형 외부면(220)에 실질적으로 동일할 수 있다.

[0071] 도 1a 내지 도 1b 및 도 2h를 또한 재차 참조하면, 뼈 플레이트(22)는 기초 뼈(27)와 정렬되고 그 위에 또는 상에 배치되어 중간부(35)가 뼈 간극(28) 위로 연장되고, 적어도 하나의 뼈 고정구 구멍(41)은 뼈 세그먼트(27a)와 정렬되고, 적어도 하나의 뼈 고정구 구멍(41)이 뼈 세그먼트(27b)와 정렬되게 된다. K-와이어(24) 중 하나는 K-와이어 구멍(43)을 통해 기초 뼈 세그먼트(27a 또는 27b) 중 하나 내로 구동되고, 다른 K-와이어(24)는 K-와이어 슬롯(45)을 통해 다른 뼈 세그먼트(27b 또는 27a) 내로 구동된다. K-와이어(24)는 선단 에지(71)로부터 이격된 위치에서 K-와이어 슬롯(45)의 위치를 통해 구동되어 K-와이어(24)가 선단 에지(71)를 향해 슬롯(45) 내에서 병진 운동 가능하게 된다. 뼈 간극 부위는 뼈 플레이트(22)가 기초 뼈(27)와 적절하게 정렬되는 것을 보장하기 위해 의료적으로 활성화될 수 있다. 다음에, 핸들(258)은 결합 부재(262)가 마찬가지로 K-와이어(24)의 결합 부재(218)의 것보다 큰 거리로 분리될 때까지 분리되어, 결합면(286)이 결합 부재(218) 위에 끼워지게 된다.

[0072] 다음에, 접게(26)는 결합면(286)이 결합 부재(218)의 각각의 외부 결합면(220)과 초기 결합되어 그와 접하거나 접촉할 때까지 결합면(286)이 제1 방향(D1)(도 7b 참조)을 따라 이동하도록 아암(250)의 원위부(256)를 함께 구동하기 위해 작동된다. 제1 방향은 와이어 본체(212)의 중심축(213)에 대해 각도를 이루어 오프셋되고, 예를 들어 중심축(213)에 대해 실질적으로 수직일 수 있다. 포켓(284)은 그 개방 단부(285) 내에 결합 부재(218)를 적어도 부분적으로 수용하고, 따라서 결합 부재(218)를 포위하지 않는다.

[0073] 제1 방향을 따라 결합 부재(262)를 구동하기 위한 접게(26)의 지속적인 작동은 결합면(286)이 슬롯(45) 내에 배치된 K-와이어(24)의 외부 결합면(220)에 압축력을 인가할 수 있게 하여, 이에 의해 K-와이어를 내향으로 편의시켜 K-와이어(24)가 대향 K-와이어(24)를 향해 선단 에지(71)를 향해 슬롯 내에서 병진 운동할 수 있게 한다. 대향 K-와이어(24)는 K-와이어 구멍(43) 내에 적소에 고정될 수 있어, 대향 K-와이어를 향한 슬롯(45) 내에 배치된 K-와이어(24)의 이동이 대응 기초 뼈 세그먼트(27a 또는 27b)를 다른 뼈 세그먼트를 향해 병진 운동할 수 있게 하여, 이에 의해 도 1b에 도시된 바와 같이 뼈 간극(28)을 감소시킨다. 이와 관련하여, 접게(26)의 결합 부재(262)는 감소 결합 부재라 칭할 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 따라서, K-와이어(24) 중 적어도 하나는 적소에 고정될 수 있는 다른 K-와이어(24)에 대해 병진 운동 가능한 것으로 일컬을 수 있다. 도 9를 또한 참조

하면, 일단 뼈 간극(28)이 원하는 감소를 성취하게 되면, 적어도 하나의 뼈 고정구(30)는 뼈 세그먼트(27a) 내로 뼈 고정구 구멍(41) 내로 구동될 수 있고, 적어도 하나의 뼈 고정구(30)는 뼈 세그먼트(27b) 내로 뼈 고정구 구멍(41) 내로 구동될 수 있어, 이에 의해 이들의 감소된 구성으로 뼈 세그먼트(27a 내지 27b)를 고정한다. K-와이어(24)는 이어서 일단 뼈 고정구(30)가 뼈 플레이트(22)를 기초 뼈(27)에 고정하면 제거될 수 있다. K-와이어(24)의 결합 부재(218)들은 결합 부재(218)가 포켓(284) 내에 수용되고 서로 접촉할 때 성취되는 X1의 최소 수축된 거리(도 8b 참조)로 함께 모여질 수 있다.

[0074] K-와이어 구멍(23)이 전용 K-와이어 슬롯(45)으로 교체될 수 있고, 또는 K-와이어 슬롯(45)은 K-와이어 구멍(43)을 포함하는 중간부(35)의 측면 상에 추가될 수 있다는 것이 대안 실시예에 따라 이해되어야 한다. 따라서, 뼈 플레이트(22)는 뼈 플레이트(22)의 중간부(35)의 대향된 측면들 상에 배치된 한 쌍의 K-와이어 슬롯(45)을 포함할 수 있다. 양 K-와이어(24)는 각각의 선단 애지(71)로부터 이격된 위치에서 각각의 K-와이어 슬롯(45)을 통해 삽입될 수 있어, 양 K-와이어(24)가 서로를 향해 각각의 슬롯(45) 내에서 병진 운동 가능하게 된다. 따라서, 양 K-와이어(24)는 서로에 대해 이동 가능한 것으로 일컬을 수 있다. 또 다른 실시예에 따르면, K-와이어(24) 중 하나는 선단 애지(71)에 인접하여 배치될 수 있고, 또는 K-와이어 중 하나는 원위 뼈 플레이트 지향 단부(226)가 뼈 플레이트(22)에 대해 압축될 수 있어, 이에 의해 K-와이어를 적소에 고정하는 깊이로 뼈(27) 내로 구동될 수 있다. 따라서, K-와이어(24)와 뼈 플레이트(22) 사이의 결합은 K-와이어가 뼈 플레이트(22) 내에서 병진 운동하는 것을 방지할 수 있고, 반면에 다른 K-와이어(24)는 전술된 방식으로 다른 K-와이어(24)에 대해 자유롭게 병진 운동한다.

[0075] K-와이어 슬롯(43) 및 구멍(45)은 K-와이어(24)를 수용하기 위해 적합하지만 뼈 고정구(30)의 단면보다 작은 각각의 단면을 형성하여, K-와이어 구멍(43) 및 슬롯(45)이 단지 K-와이어(24)만을 수용하도록 전용되게 된다는 것이 이해되어야 한다. 그러나, K-와이어 구멍(23) 및 K-와이어 슬롯(25)은 다목적일 수 있고 뼈 고정구(30)를 또한 수용하도록 구성될 수 있다는 것이 또한 이해되어야 한다. 예를 들어, K-와이어 구멍(23) 및 K-와이어 슬롯(25) 중 하나 또는 모두는 전술된 방식으로 뼈 고정구(30)를 수용하도록 각각 치수 설정된 뼈 고정구 구멍(41)으로서 제공될 수 있다.

[0076] 특히, K-와이어(24) 중 하나 또는 모두는 중간부의 대향된 측면들에서 뼈 고정구 구멍(41)을 통해 삽입되고 기초 뼈 내로 구동될 수 있다. K-와이어(24)는 측방향 및 종방향 중 하나 또는 모두에서 뼈 고정구 구멍(41)의 것보다 작은 직경 또는 단면 치수를 갖는다. 따라서, K-와이어(24) 중 하나 또는 모두는 구멍(41)의 선단 애지로부터 이격된 위치에서(대향 K-와이어 구멍에 가장 근접한 내부면의 부분) 기초 뼈(21) 내로 초기에 구동될 수 있어, K-와이어(24) 중 하나 또는 모두가 다른 K-와이어(24)를 향해 각각의 구멍(41) 내에서 병진 운동하게 되어, 이에 의해 전술된 방식으로 뼈 간극(28)을 감소시킨다. K-와이어(24) 중 하나는 구멍(41)의 선단 애지에 인접한 위치에서 기초 뼈(21) 내로 초기에 구동될 수 있어 선단 애지가 K-와이어(24)가 대향 K-와이어(24)를 향해 병진 운동하는 것을 방지하게 한다. 대안적으로, K-와이어(24) 중 하나는 원위 뼈 플레이트 지향 단부(226)가 뼈 플레이트(22)의 외부면(40)에 대해 압축될 수 있게 하여, 이에 의해 K-와이어(24)를 적소에 고정하는 깊이로 뼈(27) 내에 구동될 수 있고, 반면에 대향 K-와이어(24)는 원하는 바에 따라 뼈 고정구 구멍(41) 내에서 병진 운동할 수 있다.

[0077] 따라서, 뼈 플레이트(22)는 뼈 고정구 구멍(41)의 형태일 수 있는 적어도 하나의 K-와이어 슬롯(25), 전용 K-와이어 슬롯(45), 또는 뼈 플레이트(22)를 통해 연장하고 K-와이어(24)의 원위부(216)의 단면 치수보다 큰 치수를 가져 따라서 K-와이어(24)가 슬롯(25) 내에서 병진 운동하게 하는 임의의 대안적으로 구성된 개구(40)를 포함할 수 있다. 뼈 플레이트는 뼈 고정구 구멍(41)의 형태일 수 있는 적어도 하나의 K-와이어 구멍(23), 전용 K-와이어 구멍(43), 전용 K-와이어 슬롯(45), 또는 K-와이어 구멍(43)이 대향 K-와이어(24)를 향해 병진 운동하는 것을 방지하도록 구성된 표면[도 2a에 도시된 내부면(55)과 같은 내부면 또는 외부 뼈 플레이트면(40)일 수 있음]에 의해 적어도 부분적으로 형성된 임의의 대안적으로 구성된 개구(40)를 더 포함할 수 있다.

[0078] 본 명세서에 설명된 방법은 뼈 세그먼트 위에 뼈 고정 플레이트를 먼저 배치하지 않고 기초 뼈 세그먼트(27a 내지 27b) 내로 K-와이어(24)를 삽입하는 단계를 포함할 수 있어, 접계(26)가 뼈 간극(28)의 크기를 대응적으로 조정하기 위해 제1 상대 위치로부터 제2 상이한 상대 위치로 K-와이어(24) 및 따라서 기초 뼈 세그먼트(27a 내지 27b)를 조정하기 위해 본 명세서에 설명된 방식으로 하나 또는 양 K-와이어(24)를 작동시킬 수 있게 된다는 것이 이해되어야 한다.

[0079] 이제 도 8a를 참조하면, 접계(26)는 전술된 방식으로 뼈 간극(28)을 감소시키도록 구성될 수 있는 기구를 제공하고, 뼈 세그먼트(27a 내지 27b)를 신장하도록 더 구성될 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 따라서, 뼈 간극

(28)이 감소되든지 또는 뼈 세그먼트(27a 내지 27b)가 신장되든지 간에, 뼈 세그먼트(27a 내지 27b) 중 적어도 하나 또는 모두는 서로에 관련하여 제1 위치로부터 서로에 관련하여 제2 상대 위치로 이동된다. 집게(26)는 뼈 간극(28)의 크기를 변경하기 위해 다른 K-와이어를 향해 K-와이어(24) 중 적어도 하나를 편의하도록 구성된다. 특히, 결합 부재(262)는 전술된 방식으로 내부 포켓(284)을 형성한다. 각각의 결합 부재(262)는 대향 K-와이어(24)로부터 이격하는 방향으로 K-와이어(24)를 편의하는 각각의 K-와이어(24)에 힘을 인가하도록 구성된 제2 외부 포켓(300)을 더 형성한다. 외부 포켓(300)은 따라서 서로로부터 이격하여 지향하고, 제1 진행 방향 및 제1 방향(D1)에 대향하는 제2 진행 방향(D2)(도 8a 참조)에 대해 포켓(284)으로부터 오프셋된다(예를 들어, 오목하게 형성됨). 포켓(300)은 원하는 바에 따른 임의의 크기 및 형상을 가질 수 있고, 따라서 원하는 바에 따른 임의의 크기 및 형상을 가질 수 있는 대응 외부 결합면(302)을 제공하여, 결합면(302)이 대향 K-와이어(24)로부터 이격하여 외향으로 K-와이어(24)를 편의하는 신장력을 K-와이어(24)의 각각의 결합 부재(218) 상에 인가하도록 구성되게 된다. 도시된 실시예에 따르면, 외부 포켓(300)은 내부 포켓(284)에 대해 실질적으로 동일하게 성형된다. 따라서, 외부 포켓(300)은 외부 결합면(302)을 향한 방향을 따라 K-와이어(24)의 결합 부재(218)를 적어도 부분적으로 수용하도록 구성된 개방 외부 단부(301)를 갖는다.

[0080]

도시된 실시예에 따르면, 외부 결합면(302)은 서로 실질적으로 수직으로 지향된 2개의 곡률반경을 따라 연장한다. 일 곡률반경은 다른 것보다 클 수 있어, 결합면(302)이 K-와이어(24)의 결합 부재(218)의 외부면(220)의 것에 대응하는 수직 곡률을 형성하게 된다. 결합면(302)은 수직 곡률반경의 것보다 큰 수평 곡률반경을 형성할 수 있어, 결합면(302)이 수평 방향에서보다 수직 방향에서 더 큰 평균 곡률을 갖게 된다. 수직 곡률은 원형이고 각각의 결합 부재(218)의 외부면(220)에 실질적으로 동일하게 치수 설정되고 성형될 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 수평 평균 곡률은 연속적으로 만곡된 표면, 하나 이상의 각형성된 표면 또는 직선 표면(따라서, 무한 곡률반경을 형성함)에 의해 형성될 수 있다. 만곡 표면(302)은 포켓(300)이 가변 접근각에서 각각의 결합 부재(218)를 신뢰적으로 수용할 수 있게 한다. 대안적으로, 수평 곡률은 수직 곡률에 실질적으로 동일할 수 있고, 따라서 K-와이어(24)의 결합 부재(218)의 구형 외부면(220)에 실질적으로 동일할 수 있다.

[0081]

도 1a 내지 도 1b, 도 2h 및 도 8b를 또한 재차 참조하면, 작동 중에, 뼈 플레이트(22)는 기초 뼈(27) 위에 배치되어 중간부(35)가 뼈 간극(28) 위로 연장하게 되고, 적어도 하나의 뼈 고정구 구멍(41)이 뼈 세그먼트(27a)와 정렬되게 되고, 적어도 하나의 뼈 고정구 구멍(41)은 뼈 세그먼트(27b)와 정렬되게 된다. K-와이어(24) 중 하나는 K-와이어 구멍(43)을 통해 기초 뼈 세그먼트(27a 또는 27b) 중 하나 내로 구동되고, 다른 K-와이어(24)는 K-와이어 슬롯(45)을 통해 다른 뼈 세그먼트(27b 또는 27a) 내로 구동된다. K-와이어는 후단 예지(73)로부터 이격된 위치에서 K-와이어 슬롯(45)의 위치를 통해 구동되어 K-와이어(24)가 후단 예지(73)를 향해 슬롯(45) 내에서 병진 운동 가능하게 된다. 다음에, 핸들(258)들은 포켓(284)이 각각의 결합 부재(218)를 수용할 때, 포켓(300)들 사이에서 성취 가능한 최소 거리인 Y1과 같거나 큰 거리로 포켓(300)이 분리되도록 함께 모여진다. 최소 거리(Y1)는 포켓(284)이 결합 부재(218)가 없을 때 감소된다는 것이 이해되어야 한다. 거리(Y1)는 결합면(302)이 결합 부재(218) 사이에 끼워지도록 K-와이어(24)의 결합 부재(218) 사이의 거리 미만이다. 다음에, 아암(250)의 원위부(256)는 결합면(302)이 결합 부재(218)의 각각의 외부 결합면(220)과 초기 결합하여 그와 접하거나 접촉하게 될 때까지 제2 방향을 따라 서로로부터 이격하여 유도된다. 제2 방향은 와이어 본체(212)의 중심축(213)에 대해 각도를 이루어 오프셋되고, 예를 들어 중심축(213)에 대해 실질적으로 수직일 수 있다. 포켓(300)은 그 개방 단부(301)에 결합 부재(218)를 수용하고, 따라서 결합 부재(218)를 포위하지 않는다.

[0082]

제2 방향에서 서로로부터 이격하는 원위부(256)의 추가의 작동은 결합면(302)이 슬롯(45) 내에 배치된 K-와이어(24)의 외부 결합면(220)을 외향으로 편의할 수 있게 하여, 이에 의해 K-와이어(24)가 대향 K-와이어(24)로부터 이격하여 후단 예지(73)를 향해 슬롯(45) 내에서 병진 운동할 수 있게 한다. 대향 K-와이어(24)는 K-와이어 구멍(43) 내에 적소에 고정될 수 있어, 대향 K-와이어로부터 이격하는 슬롯(45) 내에 배치된 K-와이어(24)의 이동은 대응 기초 뼈 세그먼트(27a 또는 27b)가 다른 뼈 세그먼트로부터 이격하여 병진 운동할 수 있게 하여, 이에 의해 예를 들어 도 1b에 도시된 위치로부터 도 1a에 도시된 위치로 뼈 간극(28)을 신장시킨다. 이와 관련하여, 집게(26)의 결합 부재(262)는 또한 신장 결합 부재라 칭할 수도 있다는 것이 이해되어야 한다. 일단 뼈 간극(28)이 원하는 신장을 성취하고 있으면, 적어도 하나의 뼈 고정구(30)는 뼈 세그먼트(27a) 내로 뼈 고정구 구멍(41) 내로 구동될 수 있고, 적어도 하나의 뼈 고정구(30)는 뼈 세그먼트(27b) 내로 뼈 고정구 구멍(41) 내로 구동될 수 있어, 이에 의해 이들의 감소된 구성으로 뼈 세그먼트(27a 내지 27b)를 고정한다.

[0083]

대안 실시예에 따르면, K-와이어 구멍(23)은 전용 K-와이어 슬롯(45)으로 교체될 수 있고, 또는 K-와이어 슬롯(45)은 K-와이어 구멍(43)을 포함하는 중간부(35)의 측면 상에 추가될 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 따라서, 뼈 플레이트(22)는 뼈 플레이트(22)의 중간부(35)의 대향된 측면들 상에 배치된 한 쌍의 K-와이어 슬롯(4

5)을 포함할 수 있다. 양 K-와이어(24)는 각각의 후단 예지(73)로부터 이격된 위치에서 각각의 K-와이어 슬롯(45)을 통해 삽입될 수 있어, 양 K-와이어(24)가 서로로부터 이격하여 이들의 각각의 슬롯(45) 내에서 병진 운동 가능하게 된다. 따라서, 양 K-와이어(24)는 서로에 대해 이동 가능하다고 일컬을 수 있다. 또 다른 실시예에 따르면, K-와이어(24) 중 하나는 후단 예지(73)에 인접하여 배치될 수 있고, 또는 K-와이어 중 하나는 원위 뼈 플레이트 지향 단부(226)가 뼈 플레이트(22)에 대해 압축될 수 있게 하여 이에 의해 K-와이어를 적소에 고정하는 깊이로 뼈(27) 내로 구동될 수 있다. 따라서, K-와이어(24)와 뼈 플레이트(22) 사이의 결합은 K-와이어가 뼈 플레이트(22) 내에서 병진 운동하는 것을 방지할 수 있고 반면에 다른 K-와이어(24)는 전술된 방식으로 다른 K-와이어(24)에 대해 자유롭게 병진 운동한다.

[0084] K-와이어 슬롯(43) 및 구멍(45)은 K-와이어(24)를 수용하기 위해 적합하지만 뼈 고정구(30)의 단면보다 작은 각각의 단면을 수용하여, K-와이어 구멍(43) 및 슬롯(45)이 단지 K-와이어(24)만을 수용하도록 전용된다는 것이 이해되어야 한다. 그러나, K-와이어 구멍(23) 및 K-와이어 슬롯(25)은 다목적일 수 있고 전술된 방식으로 뼈 고정구(30)를 또한 수용하도록 구성될 수 있다는 것이 또한 이해되어야 한다.

[0085] 따라서, 뼈 플레이트(22)는 뼈 고정구 구멍(41)의 형태일 수 있는 적어도 하나의 K-와이어 슬롯(25), 전용 K-와이어 슬롯(45) 또는 뼈 플레이트(22)를 통해 연장하고 K-와이어(24)의 원위부(216)의 단면 치수보다 큰 치수를 가져 따라서 K-와이어(24)가 슬롯(25) 내에서 병진 운동할 수 있게 하는 임의의 대안적으로 구성된 개구(40)를 포함할 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 뼈 플레이트(22)는 뼈 고정구 구멍(41)의 형태일 수 있는 적어도 하나의 K-와이어 구멍(23), 전용 K-와이어 구멍(43), 전용 K-와이어 슬롯(45) 또는 K-와이어 구멍(43)이 대향 K-와이어(24)로부터 이격하여 병진 운동하는 것을 방지하도록 구성되는 표면[도 2a에 도시된 내부면(55)과 같은 내부면 또는 외부 뼈 플레이트면(40)일 수 있음]에 의해 적어도 부분적으로 형성된 임의의 대안적으로 구성된 개구(40)를 더 포함할 수 있다.

[0086] 감소 포켓(284) 및 신장 포켓(300)은 다양한 실시예에 따라 도시되어 있고, 집게(26)는 감소 포켓(284)을 단독으로 또는 신장 포켓(300)과 조합하여 포함할 수 있고, 또는 대안적으로 감소 포켓(284) 없이 신장 포켓(300)을 포함할 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 더욱이, 결합 부재(262)는 임의의 적합한 감소 결합면 및/또는 신장 결합면을 포함하는 임의의 원하는 실시예에 따라 구성될 수 있다는 것이 이해되어야 한다.

[0087] 이제 도 8c 내지 도 8d를 참조하면, 외부 포켓(300)은 제1 및 제2 진행 방향에 대해 내부 포켓(284)과 실질적으로 정렬될 수 있다. 따라서, K-와이어(24)의 결합 부재(218)들은 결합 부재(218)가 포켓(284) 내에 수용되어 서로 접촉할 때 성취되는 X1의 최소 수축 거리로 함께 모여질 수 있다. 핸들(258)들은 함께 모여질 수 있어 포켓(300)이 Y2 이상의 거리로 분리되게 되는데, 이 Y2는 결합 부재(218)가 내부 포켓(284) 내에 배치될 때 포켓(300) 사이에서 성취 가능한 최소 거리이고, 최소 거리(Y2)는 결합 부재(218)가 포켓(284) 내에 배치되지 않을 때 더 감소될 수 있는 것이 이해된다. 포켓(300)은 포켓(284)과 실질적으로 정렬되기 때문에, 거리(Y2)는 포켓(300) 및 포켓(284)이 제1 및 제2 진행 방향에 대해 오프셋될 때 성취되는 거리(Y1)보다 크다.

[0088] 이제 도 8e 내지 도 8f를 참조하면, 결합 부재(262)는 이들 사이에 간극(354)을 형성하는 대향하는 내부 및 외부 아암(350, 352) 각각을 형성하는 포크형의 결합 부재로서 대안 실시예에 따라 도시되어 있다. 간극(354)은 결합 부재(282)를 수용하도록 치수 설정된다. 내부 아암(350)은 간극(354)을 지향하는 제1 표면(356) 및 집게(26)의 다른 아암의 내부 아암(352)을 지향하는 대향 외부면(358)을 형성한다. 외부 아암(352)은 마찬가지로 간극(354)을 지향하는 제1 표면(360) 및 대향 외부면(362)을 형성한다. 결합 부재(262)는 외부 아암(352)의 원위부에서 제1 표면(360) 내에 형성된 감소 포켓(284) 및 내부 아암(350)의 원위부에서 제1 표면(356) 내에 형성된 신장 포켓(300)을 포함한다. 따라서, 감소 포켓(284) 및 신장 포켓(300)은 서로 지향한다. 포켓(300)은 제1 및 제2 진행 방향을 따라 포켓(284)과 적어도 부분적으로 정렬된 것으로서 도시되어 있다.

[0089] 작동 중에, K-와이어(24)의 결합 부재(218)는 각각의 간극(354) 내에 수용되고, 결합 부재(262)들은 함께 모여질 수 있어, 이에 의해 결합 부재(218)가 감소 포켓(284) 내에 수용될 수 있게 된다. 결합 부재(262)들이 함께 모여짐에 따라, 결합 부재(218) 중 적어도 하나는 아암(350) 및 결합 부재(218)의 두께에 따라, X1 및 X2보다 크고, 작거나 같을 수 있는 X3의 최소 거리로 전술된 방식으로 뼈 간극(28)을 감소시키기 위해 다른 하나를 향해 병진 운동한다. 결합 부재(262)는 또한 결합 부재(262) 및 결합 부재(218)의 치수에 따라 Y1 및 Y2보다 크고, 같거나 작을 수 있는 Y3의 최소 분리 거리로부터 서로로부터 이격하여 유도될 수 있다.

[0090] 이제 도 10을 참조하면, 뼈 고정 시스템(20)은 뼈 고정 플레이트(422), K-와이어(424)로서 도시된 임시 고정 부재, 포스트(425)로서 도시된 제2 임시 고정 부재 및 K-와이어(424)와 포스트(425)에 결합하도록 구성된 집게(426)를 또한 포함할 수 있다. 뼈 고정 플레이트(422)는 기초 뼈(27)에 접하여 또는 그 부근에 배치되고, 뼈

고정구로 제1 뼈 세그먼트(27a)에 부착된다. K-와이어(424)는 플레이트(422)를 통해 제2 뼈 세그먼트(27b) 내로 삽입되고, 포스트(425)는 제1 뼈 세그먼트에 인접한 뼈 플레이트(422)에 고정적으로 결합되고, 집게(426)는 뼈 세그먼트(27a, 27b) 중 적어도 하나 또는 모두를 병진 운동시키기 위해 K-와이어(424) 및 포스트(425) 상에 힘을 인가할 수 있고, 이에 의해 서로에 관해 뼈 세그먼트(27a, 27b)의 상대 위치를 조정한다.

[0091] 도 11a 및 도 11b를 참조하면, 대안적으로 구성된 뼈 고정 플레이트(422)는 중심 종축(431)을 따라 실질적으로 연장하고 근위 단부(434) 및 종축(431)을 따라 근위 단부(434)에 대향하는 원위 단부(436)를 형성하는 플레이트 본체(432)를 포함한다. 플레이트 본체(432)는 뼈 지향 내부면(438) 및 횡방향(T)을 따라 내부면(438)으로부터 이격된 대향 외부면(440)을 더 포함한다. 플레이트 본체(432)는 측방향(A)을 따라 서로로부터 이격된 대향된 측면(442, 444)을 더 형성한다. 플레이트 본체(432)는 기초 뼈(27)의 근피질의 윤곽에 합치하도록 구성되고 치수 설정될 수 있는 원위 단부(436)에 있는 헤드부(446)와, 헤드부(446)에 연결되고 헤드부(446)로부터 종방향으로 근위측에 배치된 샤프트부(448)를 포함한다. 샤프트부(448)는 기초 뼈(27)의 근피질의 윤곽에 합치하도록 구성되고 치수 설정될 수 있다.

[0092] 도 11a 및 도 11b를 계속 참조하면, 뼈 플레이트(422)는 뼈 지향 내부면(438)으로부터 외부면(440)으로 플레이트 본체(432)를 통해 횡방향으로 연장하는 복수의 개구(439)를 포함한다. 도시된 바와 같이, 개구(439)는 복수의 뼈 고정구 구멍(441) 및 포스트 수용 구멍(443)을 포함한다. 특히, 헤드부(446)는 복수의 가변 각도 구멍(452)을 포함하고, 샤프트부(448)는 고정 각도 구멍부와 조합된 가변 각도 구멍부를 포함하는 복수의 조합 구멍(457)을 포함한다. 도시된 바와 같이, 조합 구멍(457) 중 적어도 하나는 K-와이어(424)를 수용하도록 구성된 세장형 고정 각도 구멍부(458)를 포함한다. 그러나, 뼈 플레이트(422)는 다른 구성을 갖는 개구(439)를 포함할 수도 있다는 것이 이해되어야 한다. 예를 들어, 개구(439)의 적어도 일부는 압축 구멍, 나사산 형성 잠금 구멍 또는 이들의 조합 또는 원하는 바에 따라 임의의 다른 형태로서 구성될 수도 있다. 더욱이, 헤드부(446) 및 샤프트부(448)는 원하는 바에 따라 임의의 개구를 포함할 수도 있다.

[0093] 도 11b에 도시된 바와 같이, 포스트 수용 구멍(443)은 뼈 플레이트(422)의 헤드부(446)를 통해 연장한다. 포스트 수용 구멍(443)은 포스트(425)에 의해 형성된 나사산에 결합하여 이에 의해 포스트(425)를 뼈 플레이트(422)에 고정적으로 결합하도록 구성된 나사산(461)과 같은 커플러(460)를 포함한다. 그러나, 포스트(425)가 뼈 플레이트(422)에 고정적으로 결합될 수 있는 한, 커플러(460)는 나사산(461) 이외의 구성을 포함할 수도 있다는 것이 이해되어야 한다. 예를 들어, 커플러(460)는 스냅 온 마운트(snap on mount)로서 구성되는 테이퍼진 내부면을 형성할 수도 있다. 더욱이, 포스트 수용 구멍(443)은 뼈 플레이트(422)를 따라 임의의 위치에 위치될 수도 있다. 특히, 전용 포스트 수용 구멍(443)은 원하는 바에 따라 플레이트(422) 상의 다른 위치에 위치될 수도 있다. 대안적으로, 뼈 고정구 구멍(441) 또는 조합 구멍(457) 중 하나는 포스트(425)를 수용하여 이에 의해 포스트 수용 구멍(443)을 형성하도록 구성될 수도 있다.

[0094] 도 11b에 도시된 바와 같이, 세장형 고정 각도 구멍부(458)를 포함하는 조합 구멍(457)은 K-와이어(424)가 세장형 고정 각도 구멍부(458) 내에서 병진 운동할 수 있도록 K-와이어(424)를 수용하도록 구성된다. 이 방식으로, 세장형 고정 각도 구멍부(58)는 K-와이어 슬롯(564)으로 고려될 수도 있다. 도시된 바와 같이, K-와이어 슬롯(564)은 측방향 치수와, K-와이어(424)를 종방향으로 병진 운동할 수 있게 하도록 측방향 치수보다 큰 종방향 치수를 포함한다. 세장형 고정 각도 구멍부(58)는 가변 각도 구멍과 조합된 것으로서 도시되어 있지만, 세장형 고정 각도 구멍부(58)는 가변 각도 구멍과 조합되지 않는 자립형 고정 각도 구멍일 수도 있다는 것이 이해되어야 한다.

[0095] 이제 도 12a 및 도 12b를 참조하면, 대안적인 실시예에서, K-와이어(424)는 중심축(513)을 따라 종방향으로 연장하는 와이어 본체(512)를 갖는 임시 고정 부재를 제공한다. K-와이어(424)는 기초 뼈(27) 내로 구동되고 이후에 수술 또는 뼈 고정 절차의 완료에 앞서 제거되기 때문에, 임시 고정 부재, 임시 뼈 고정구 또는 임시 뼈 고정 부재라 칭할 수 있다. 와이어 본체(512)는 근위부(514) 및 중심축(513)을 따라 근위부(514)로부터 이격된 대향 원위부(516)를 형성한다. K-와이어(424)는 와이어 본체(512)에 부착되고 근위부(514)로부터 원위부(516)를 분리하는 제1 결합 부재(518) 및 제2 결합 부재(519)를 포함한다. 근위부(514) 및 원위부(516)는 원통형 형상일 수 있고 또는 원하는 바에 따라 임의의 적합한 대안적인 형상을 규정할 수 있다. 결합 부재(518, 519)는 도시된 바와 같이 구형일 수 있는 외부 결합면(520)을 각각 형성할 수 있고, 또는 임의의 적합한 대안적인 형상을 형성할 수 있다. 예를 들어, 외부면(520)은 등근형(예를 들어, 원통형 또는 다른 곡선형), 다각형 등일 수 있고, 따라서 집게에 의해 결합되는데 적합하다.

[0096] K-와이어의 근위부(514)는 회전 구동되도록 삽입 도구에 의해 결합되도록 구성된다. K-와이어(424)의 원위부

(516)는 뼈 플레이트(422)의 개구(439)를 통해 삽입되고, 기초 뼈(27) 내로 일시적으로 구동되어 따라서 그에 고정되도록 구성된다. 특히, K-와이어(424)는 원위부(516)에 나선형 나사산(522)과, K-와이어(424)가 자기 텁抨될 수 있도록 원하는 바에 따라 하나 이상의 절단 흠을 제공할 수 있는 테이퍼진 또는 첨예한 구동 단부 또는 텁(524)을 포함한다. 텁(524)은 따라서 K-와이어(424)의 회전이 나사산(522)이 뼈(27) 내로 구동될 수 있게 하도록 하는 깊이로 기초 뼈 내로 구동되도록 구성된다. 나사산(522)은 예를 들어 텁(524)에 근위측인 위치로부터 제2 결합 부재(519)에 근위측인 위치로 원위부(516)의 모드 또는 영역을 따라 연장한다. 나사산(522)은 제2 결합 부재(519)로 연장할 수 있고, 또는 제2 결합 부재(519)로부터 원위측으로 이격된 위치에서 종료할 수 있다.

[0097] 도 12b를 계속 참조하면, 제1 결합 부재(518)는 도시된 바와 같이 구형인 외부면(520)을 포함할 수 있지만, 원위부(516)가 연장하는 뼈 플레이트 구멍(458)에 의해 형성된 바와 같은 원하는 방향에서 K-와이어(424) 및 기초 뼈를 편 위하는 힘을 수용하기에 적합한 임의의 형상을 가질 수 있다. 예를 들어, 외부면(520)은 중심축(513) 둘레로 또는 중심축(513)과 일치하거나 이를 교차하는 임의의 축 둘레로 원통형 형상일 수 있다. 이와 관련하여, 외부면(520)은 원형 단면, 타원형 단면 또는 임의의 대안적인 곡선형 또는 다각형 형상, 규칙적인 또는 불규칙적인 단면을 형성할 수 있다. 따라서, 외부면(520)은 원하는 바에 따라 임의의 방향에서 만곡된 표면을 형성할 수 있고, 또는 다각형, 규칙적 또는 불규칙적, 각형성될 수 있고, 또는 원하는 바에 따라 임의의 대안적인 형상을 형성할 수 있다. 구형 외부면(520)은 집게가 가변 접근각으로 결합 부재(518)에 결합할 수 있게 한다. 결합 부재(518)는 와이어 본체(512)에 일체로 또는 개별적으로 부착(예를 들어, 용접)될 수 있다.

[0098] 유사하게, 제2 결합 부재(519)는 제1 결합 부재(518)에 원위측에 위치되고, 도시된 바와 같이 구형인 외부면(520b)을 포함할 수 있지만, K-와이어(424)를 편 위하는 힘을 수용하는 것과 K-와이어(424)가 연장하는 세장형 고정각부(458) 내에 위치하도록 표면을 제공하는 것 중 적어도 하나에 적합한 임의의 형상을 가질 수 있다. 예를 들어, 외부면(520b)은 중심축(513) 둘레로 또는 중심축(513)과 일치하거나 이를 교차하는 임의의 축 둘레로 원통형 형상일 수 있다. 이와 관련하여, 외부면(520b)은 원형 단면, 타원형 단면 또는 임의의 대안적인 곡선형 또는 다각형 형상, 규칙적인 또는 불규칙적인 단면을 형성할 수 있다. 따라서, 외부면(520b)은 원하는 바에 따라 임의의 방향에서 만곡된 표면을 형성할 수 있고, 또는 다각형, 규칙적 또는 불규칙적, 각형성될 수 있고, 또는 원하는 바에 따라 임의의 대안적인 형상을 형성할 수 있다. 제2 결합 부재(519)는 와이어 본체(512)에 일체로 또는 개별적으로 부착(예를 들어, 용접)될 수 있다.

[0099] K-와이어(424)가 조합 구멍(457)의 세장형 고정축 구멍(458) 내에 삽입되려고 할 때, 제2 결합 부재(519)의 외부면(520b)은 기초 뼈(27) 내로의 K-와이어(424)의 삽입 깊이를 제한하기 위해 뼈 플레이트(422)에 접촉할 것이다. 세장형 고정축부(458)는 오목하게 형성되기 때문에, 제2 결합 부재(519)는 세장형 고정축부(458) 내에 오목하게 형성되어, 이에 의해 집게에 의해 결합되도록 제1 결합 부재(518)를 위치시킬 것이다. 도시된 바와 같이, 제2 결합 부재(519)는 제1 결합 부재(518)에 원위측 및 근위측에 있다. 도시된 실시예에서, 제2 결합 부재(519)는 제1 결합 부재(518)에 접촉하지만, 제1 및 제2 결합 부재(518, 519)는 K-와이어 본체(512)를 따라 이격될 수도 있다는 것이 이해되어야 한다. 부가적으로, K-와이어(424)가 도 2a에 도시된 뼈 플레이트(22)의 슬롯(45)과 같은 구멍을 통해 삽입되면, 제2 결합 부재(519)의 외부면(520b)은 뼈 플레이트(22)에 접촉할 뿐만 아니라, 집게에 의해 또한 결합될 것이다.

[0100] 도 13a 및 도 13b를 참조하면, 포스트(425)는 중심축(613)을 따라 종방향으로 연장하는 포스트 본체(612)를 갖는 임시 고정 부재를 제공한다. 포스트(425)는 플레이트(422)에 고정적으로 결합되고 이후에 수술 또는 뼈 고정 절차의 완료에 앞서 제거되기 때문에, 임시 고정 부재 또는 임시 플레이트 고정 부재라 칭할 수 있다. 포스트 본체(612)는 근위부(614) 및 중심축(613)을 따라 근위부(614)로부터 이격된 대량 원위부(616)를 형성한다. 포스트(425)는 포스트 본체(612)에 부착되고 근위부(614)로부터 원위부(616)를 분리하는 결합 부재(618)를 포함한다. 근위부(614) 및 원위부(616)는 원통형 형상일 수 있고 또는 원하는 바에 따라 임의의 적합한 대안적인 형상을 규정할 수 있다. 결합 부재(618)는 도시된 바와 같이 구형일 수 있는 외부 결합면(620)을 형성할 수 있고, 또는 임의의 적합한 대안적인 형상을 형성할 수 있다. 예를 들어, 외부면(620)은 등근형(예를 들어, 원통형 또는 다른 곡선형), 다각형 등일 수 있고, 따라서 집게에 의해 결합되는데 적합하다.

[0101] 포스트(425)의 근위부(614)는 회전 구동되도록 삽입 도구에 의해 결합되도록 구성된다. 포스트(425)의 원위부(616)는 뼈 플레이트(422)의 포스트 수용 구멍(443) 내에 삽입되고 뼈 플레이트(422)에 일시적으로 고정적으로 결합되도록 구성된다. 특히, 포스트(425)는 뼈 플레이트(422)의 포스트 수용 구멍(443)에 의해 형성된 내부 나사산(461)에 결합하도록 구성된 원위부(616)에서 나선형 나사산(622)과 같은 커플러를 포함한다. 도시된 실시예에서, 원위부(616)는 테이퍼지지만, 원위부(616)는 원하는 바에 따라 다른 구성을 포함할 수도 있다는 것이다.

이해되어야 한다.

[0102] 도 13b를 계속 참조하면, 결합 부재(618)는 도시된 바와 같이 구형인 외부면(620)을 포함할 수 있지만, 포스트(425)를 편의하는 힘을 수용하기 위해 적합한 임의의 형상을 가질 수 있다. 예를 들어, 외부면(620)은 중심축(613) 둘레로 또는 중심축(613)과 일치하거나 이를 교차하는 임의의 축 둘레로 원통형 형상일 수 있다. 이와 관련하여, 외부면(620)은 원형 단면, 타원형 단면 또는 임의의 대안적인 곡선형 또는 다각형 형상, 규칙적인 또는 불규칙적인 단면을 형성할 수 있다. 따라서, 외부면(620)은 원하는 바에 따라 임의의 방향에서 만곡된 표면을 형성할 수 있고, 또는 다각형, 규칙적 또는 불규칙적, 각형성될 수 있고, 또는 원하는 바에 따라 임의의 대안적인 형상을 형성할 수 있다. 구형 외부면(620)은 집게가 가변 접근각에서 결합 부재(618)에 결합할 수 있게 한다. 결합 부재(618)는 포스트 본체(612)에 일체로 또는 개별적으로 부착(예를 들어, 용접)될 수 있다.

[0103] 포스트(425)가 뼈 플레이트(422)의 포스트 수용 구멍(443) 내에 삽입되려할 때, 결합 부재(618)의 외부면(620)은 뼈 플레이트(422)에 접촉할 것이다. 이 시점에, 포스트(425)는 뼈 플레이트(422)에 고정적으로 결합될 것이고, 결합 부재(618)의 외부면(620)은 K-와이어(424)의 제1 결합 부재(518)와 함께 집게에 의해 결합되도록 위치될 것이다.

[0104] 도 14a 및 도 14b를 참조하면, 집게(426)는 도 14a에 도시된 바와 같이 압축 집게(426a)로서 또는 도 14b에 도시된 바와 같이 신장 집게(426b)로서 구성될 수 있다. 도 14a 및 도 14b에 도시된 바와 같이, 집게(426)는 조인트(652)에서 함께 피벗식으로 연결된 한 쌍의 아암(650)을 포함하고, 이 조인트는 근위부(654)와 대향 원위부(656) 사이에 아암(650)을 분할한다. 근위부(654)는 도 7c에 도시된 집게(26)의 근위부(254)와 유사하다. 집게(426)의 원위부(656)는 집게(426)가 사용중일 때 뼈 플레이트로부터 실질적으로 수직으로 연장한다. 이러한 구성은 집게(426)에 의한 뼈 플레이트(422)의 상기 접근법을 허용한다. 집게(26)와 같이, 집게(426)의 각각의 아암(650)의 원위부(656)는 K-와이어(424) 및 포스트(425)의 외부면(520, 620) 각각에 결합하도록 구성된 결합 부재(662)를 형성한다.

[0105] 도 14a를 참조하면, 집게(426a)는 압축을 위해 구성된다. 따라서, 아암(650)의 근위부(654)가 함께 모여질 때, 결합 부재(662)는 마찬가지로 함께 모여지고, 근위부(654)가 이격하여 이동할 때, 결합 부재(662)는 마찬가지로 이격하여 이동된다. 도 14a에 도시된 바와 같이, 각각의 결합 부재(662)는 다른 아암(650)의 대응 내부 결합면(680)을 지향하는 내부 결합면(680) 및 대향 외부면(682)을 형성한다. 결합 부재(662)가 K-와이어(424) 및 포스트(425)의 상보형 결합 부재(518 또는 618)에 각각 결합할 때, 내부면(680)은 결합 부재(518, 618)의 각각의 외부면(520, 620) 각각에 접촉할 수 있다.

[0106] 도시된 실시예에 따르면, 각각의 결합 부재(662)는 내부면(680) 내로 돌출하는 포켓(684)을 포함한다. 포켓(684)은 K-와이어(424) 및 포스트(425)의 결합 부재(518, 618) 각각을 수용하도록 구성된다.

[0107] 이제 도 14b를 참조하면, 집게(426b)는 신장을 위해 구성된다. 따라서, 아암(650)의 근위부(654)가 함께 모여질 때, 결합 부재(662)는 서로로부터 이격하여 역으로 이동되고, 근위부(654)가 이격하여 이동할 때, 결합 부재(662)는 역으로 함께 모여진다. 도 14b에 도시된 바와 같이, 각각의 결합 부재(662)는 다른 아암(650)의 대응 결합면(780)으로부터 이격하여 지향하는 외부 결합면(780) 및 대향 외부면(782)을 형성한다. 결합 부재(662)가 K-와이어(424) 및 포스트(425)의 상보형 결합 부재(518 또는 618)에 각각 결합할 때, 내부면(780)은 결합 부재(518, 618)의 각각의 외부면(520, 620) 각각에 접촉할 수 있다.

[0108] 도시된 실시예에 따르면, 집게(426b)의 각각의 결합 부재(662)는 외부면(780) 내로 돌출하는 포켓(784)을 포함한다. 포켓(784)은 K-와이어(424) 및 포스트(425)의 결합 부재(518, 618) 각각을 수용하도록 구성된다.

[0109] 집게(426), 뼈 플레이트(422), K-와이어(424) 및 포스트(425)는 대안적으로 전술된 집게, 뼈 플레이트 및 K-와이어의 임의의 특징을 포함하도록 구성될 수도 있다는 것이 이해되어야 한다. 따라서, 예를 들어, 집게(426)는 도 8b 또는 도 8c에 도시된 바와 같이 내부 및 외부 결합면을 형성하는 아암, 또는 도 8e에 도시된 바와 같이 전방 적재 포켓을 갖는 아암을 포함할 수도 있다. 유사하게, 뼈 플레이트(422)는 원하는 바에 따라 대안적인 형상, 개구 및 구성을 포함할 수도 있고, K-와이어(424) 및 포스트(425)는 도 6a 및 도 6b에 도시된 K-와이어(424)와 관련하여 설명된 특징을 포함할 수도 있다.

[0110] 이제 도 15a 내지 도 17b를 참조하면, 도 10에 도시된 뼈 고정 시스템(20)은 서로에 대해 뼈 세그먼트를 이동시키기 위해 다양한 방식으로 구성될 수 있다. 예를 들어, 시스템(20)은 K-와이어(424) 및 포스트(425)의 위치에 따라, 집게(426a)를 사용하여 뼈 세그먼트를 압축하고, 집게(426a)를 사용하여 뼈 세그먼트를 신장하고, 집게(426b)를 사용하여 뼈 세그먼트를 압축하고, 그리고/또는 집게(426b)를 사용하여 뼈 세그먼트를 신장하도록 구

성될 수 있다.

[0111] 도 15a에 도시된 바와 같이, 일 구성에서, 뼈 플레이트(422)는 뼈 고정구(30)로 제1 뼈 세그먼트(27a)에 부착될 수 있고, 포스트(425)는 제1 뼈 세그먼트(27a)에 인접한 뼈 플레이트(422)에 고정적으로 결합되고, K-와이어(424)는 뼈 플레이트(422)를 통해 제2 뼈 세그먼트(27b) 내로 연장한다. 특히, 포스트(425)는 포스트 수용 구멍(443)에 고정적으로 결합되고, K-와이어(424)는 세장형 고정 각도 구멍(458)을 통해 연장한다. 집게(426a)는 이어서 K-와이어(424) 및 포스트(425)의 결합 부재(520, 620)가 결합 부재(662)에 의해 형성된 포켓(684)에 의해 수용되도록 위치될 수 있다. 집게(426a)를 신장하거나 다른 방식으로 작동시킴으로써, 결합 부재(662)는 서로를 향해 편의되고, 제1 뼈 세그먼트(27a) 및 제2 뼈 세그먼트(27b) 중 적어도 하나는 다른 하나를 향해 이동하여 이에 의해 뼈 세그먼트를 사이에 형성된 뼈 간극을 감소시킨다. 이 구성에서 집게(426a)에 의해, 제1 및 제2 뼈 세그먼트는 K-와이어(424) 및 포스트(425)에 대해 편의력에 의해 서로를 향해 끌어당겨진다.

[0112] 대안적으로, 뼈 세그먼트(27a, 27b)는 집게(426b)가 사용되면 서로로부터 이격되어 이동되거나 다른 방식으로 신장될 수 있다. 도 15b에 도시된 바와 같이, 집게(426b)는 K-와이어(424) 및 포스트(425)의 결합 부재(520, 620)가 집게(426b)의 결합 부재(662)에 의해 형성된 포켓(784)에 의해 수용되도록 위치될 수 있다. 집게(426b)를 신장하거나 다른 방식으로 작동시킴으로써, 결합 부재(662)는 서로로부터 이격하여 편의되고, 제1 뼈 세그먼트(27a) 및 제2 뼈 세그먼트(27b) 중 적어도 하나는 다른 하나로부터 이격하여 이동하여 이에 의해 뼈 세그먼트를 사이에 형성된 뼈 간극을 신장한다. 이 구성에서 그리고 집게(426b)에 의해, 제1 및 제2 뼈 세그먼트는 K-와이어(424) 및 포스트(425)에 대해 편의력에 의해 서로로부터 이격하여 압박된다.

[0113] 다른 구성에서 도 16a를 참조하면, 뼈 플레이트(422)는 뼈 고정구(30)로 제1 뼈 세그먼트(27a)에 부착될 수 있고, 포스트(425)는 제2 뼈 세그먼트(27b)에 인접한 뼈 플레이트(422)에 고정적으로 결합되고, K-와이어(424)는 포스트(425)보다 뼈 간극에 더 근접한 위치에서 뼈 플레이트(422)를 통하여 제2 뼈 세그먼트(27b) 내로 연장한다. 특히, 포스트(425)는 포스트 수용 구멍(443)을 형성하는 가변 각도 구멍에 고정적으로 결합되고, K-와이어(424)는 세장형 고정 각도 구멍(458)을 통해 연장한다. 집게(426b)는 이어서 K-와이어(424) 및 포스트(425)의 결합 부재(520, 620)가 결합 부재(662)에 의해 형성된 포켓(784)에 의해 수용되도록 위치될 수 있다. 집게(426b)를 신장하거나 다른 방식으로 작동시킴으로써, 결합 부재(662)는 서로로부터 이격하여 편의되고, 제1 뼈 세그먼트(27a) 및 제2 뼈 세그먼트(27b) 중 적어도 하나는 다른 하나를 향해 이동하여 이에 의해 뼈 세그먼트를 사이에 형성된 뼈 간극을 감소시킨다. 이 구성에서 집게(426b)에 의해, 제1 뼈 세그먼트(27a)는 포스트(425)에 대해 편의력에 의해 끌어당겨지고, 제2 뼈 세그먼트(27b)는 K-와이어(424)에 대해 편의력에 의해 압박된다.

[0114] 대안적으로, 뼈 세그먼트(27a, 27b)는 집게(426a)가 사용되면 서로로부터 이격되어 이동되거나 다른 방식으로 신장될 수 있다. 도 16b에 도시된 바와 같이, 집게(426a)는 K-와이어(424) 및 포스트(425)의 결합 부재(520, 620)가 집게(426a)의 결합 부재(662)에 의해 형성된 포켓(684)에 의해 수용되도록 위치될 수 있다. 집게(426a)를 압축하거나 다른 방식으로 작동시킴으로써, 결합 부재(662)는 서로를 향해 편의되고, 제1 뼈 세그먼트(27a) 및 제2 뼈 세그먼트(27b) 중 적어도 하나는 다른 하나로부터 이격하여 이동하여 이에 의해 뼈 세그먼트를 사이에 형성된 뼈 간극을 신장한다. 이 구성에서 그리고 집게(426a)에 의해, 제1 뼈 세그먼트(27a)는 포스트(425)에 대해 편의력에 의해 압박되고, 제2 뼈 세그먼트(27b)는 K-와이어(424)에 대해 편의력에 의해 끌어당겨진다.

[0115] 다른 구성에서 도 17a를 참조하면, 뼈 플레이트(422)는 뼈 고정구(30)로 제1 뼈 세그먼트(27a)에 부착될 수 있고, 포스트(425)는 제2 뼈 세그먼트(27b)에 인접한 뼈 플레이트(422)에 고정적으로 결합되고, K-와이어(424)는 포스트(425)보다 뼈 간극으로부터 면 위치에서 제2 뼈 세그먼트(27b) 내로 직접 연장한다. 특히, 포스트(425)는 포스트 수용 구멍(443)을 형성하는 가변 각도 구멍에 고정적으로 결합되고, K-와이어(424)는 뼈 플레이트(422)를 통해 통과하지 않고 제2 뼈 세그먼트(27b) 내로 연장한다. 집게(426a)는 이어서 K-와이어(424) 및 포스트(425)의 결합 부재(520, 620)가 결합 부재(662)에 의해 형성된 포켓(684)에 의해 수용되도록 위치될 수 있다. 집게(426a)를 압축하거나 다른 방식으로 작동시킴으로써, 결합 부재(662)는 서로를 향해 편의되고, 제1 뼈 세그먼트(27a) 및 제2 뼈 세그먼트(27b) 중 적어도 하나는 다른 하나를 향해 이동하여 이에 의해 뼈 세그먼트를 사이에 형성된 뼈 간극을 감소시킨다. 이 구성에서 집게(426a)에 의해, 제1 뼈 세그먼트(27a)는 포스트(425)에 대해 편의력에 의해 끌어당겨지고, 제2 뼈 세그먼트(27b)는 K-와이어(424)에 대해 편의력에 의해 압박된다.

[0116] 대안적으로, 뼈 세그먼트(27a, 27b)는 집게(426b)가 사용되면 서로로부터 이격되어 이동되거나 다른 방식으로 신장될 수 있다. 도 17b에 도시된 바와 같이, 집게(426b)는 K-와이어(424) 및 포스트(425)의 결합 부재(520, 620)가 집게(426b)의 결합 부재(662)에 의해 형성된 포켓(784)에 의해 수용되도록 위치될 수 있다. 집게(426b)

b)를 압축하거나 다른 방식으로 작동시킴으로써, 결합 부재(662)는 서로로부터 이격하여 편의되고, 제1 뼈 세그먼트(27a) 및 제2 뼈 세그먼트(27b) 중 적어도 하나는 다른 하나로부터 이격하여 이동하여 이에 의해 뼈 세그먼트들 사이에 형성된 뼈 간극을 신장한다. 이 구성에서 그리고 집게(426b)에 의해, 제1 뼈 세그먼트(27a)는 포스트(425)에 대해 편의력에 의해 압박되고, 제2 뼈 세그먼트(27b)는 K-와이어(424)에 대해 편의력에 의해 끌어 당겨진다.

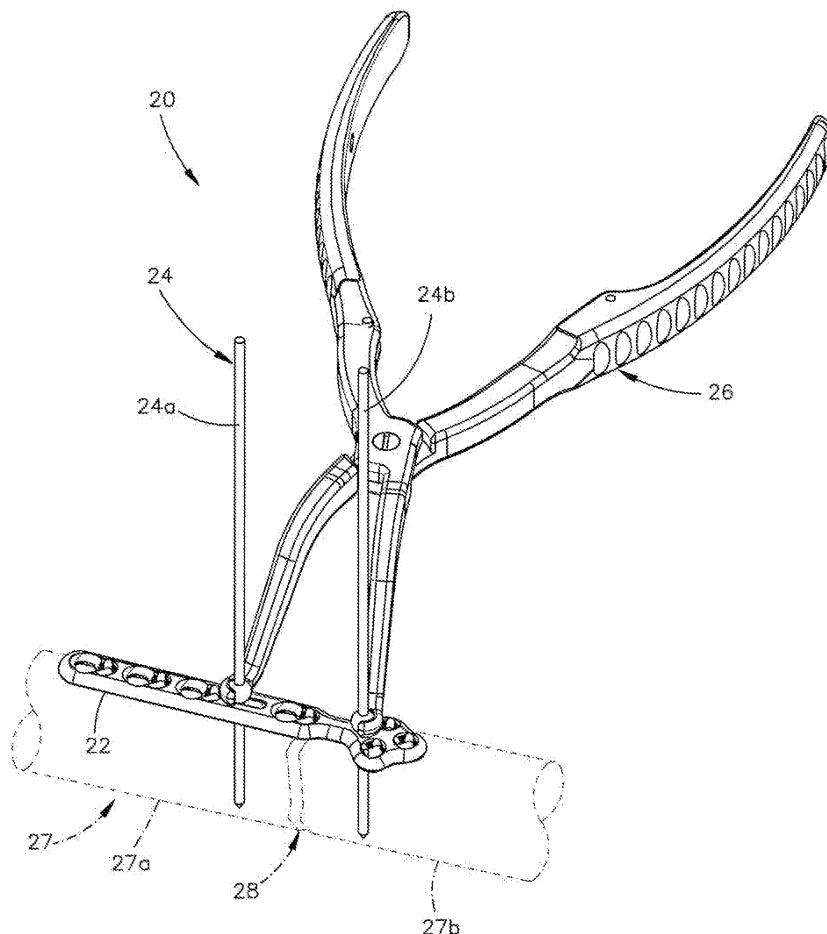
[0117] 이들에 한정되는 것은 아니지만 동일하게 또는 상이하게 치수 설정되고 성형될 수 있는 하나 이상의 뼈 고정 플레이트, 동일하게 또는 상이하게 치수 설정되고 성형될 수 있는 복수의 가이드 와이어, 동일하게 또는 상이하게 구성된 복수의 뼈 고정구 및 동일하게 또는 상이하게 구성된 하나 이상의 집게를 포함하는, 뼈 고정 시스템(20)의 구성 요소 중 하나 이상 및 모두를 포함하는 뼈 고정 키트가 제공될 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 뼈 키트의 구성 요소는 다양한 실시예 및 대안 실시예에 대해 전술된 바와 같이 제공될 수 있다는 것이 이해되어야 한다. 더욱이, 키트의 구성 요소는 공통 패키징 내에 동시에 또는 상이한 패키징으로 상이한 시간에 시판될 수 있다.

[0118] 본 명세서에 설명된 방법은 뼈 세그먼트 위에 뼈 고정 플레이트를 먼저 배치하지 않고 기초 뼈 세그먼트(27a 내지 27b) 내에 K-와이어를 삽입하는 단계를 포함할 수 있어, 집게가 제1 상대 위치로부터 제2 상이한 상대 위치로 기초 뼈 세그먼트(27a 내지 27b)를 조정하기 위해 본 명세서에 설명된 방식으로 K-와이어를 작동할 수 있게 된다는 것이 이해되어야 한다. 이와 관련하여, 전술된 뼈 고정 키트는 원하는 바에 따라 하나 이상의 뼈 고정 플레이트를 포함할 수 있고, 또는 뼈 고정 플레이트가 없을 수 있다.

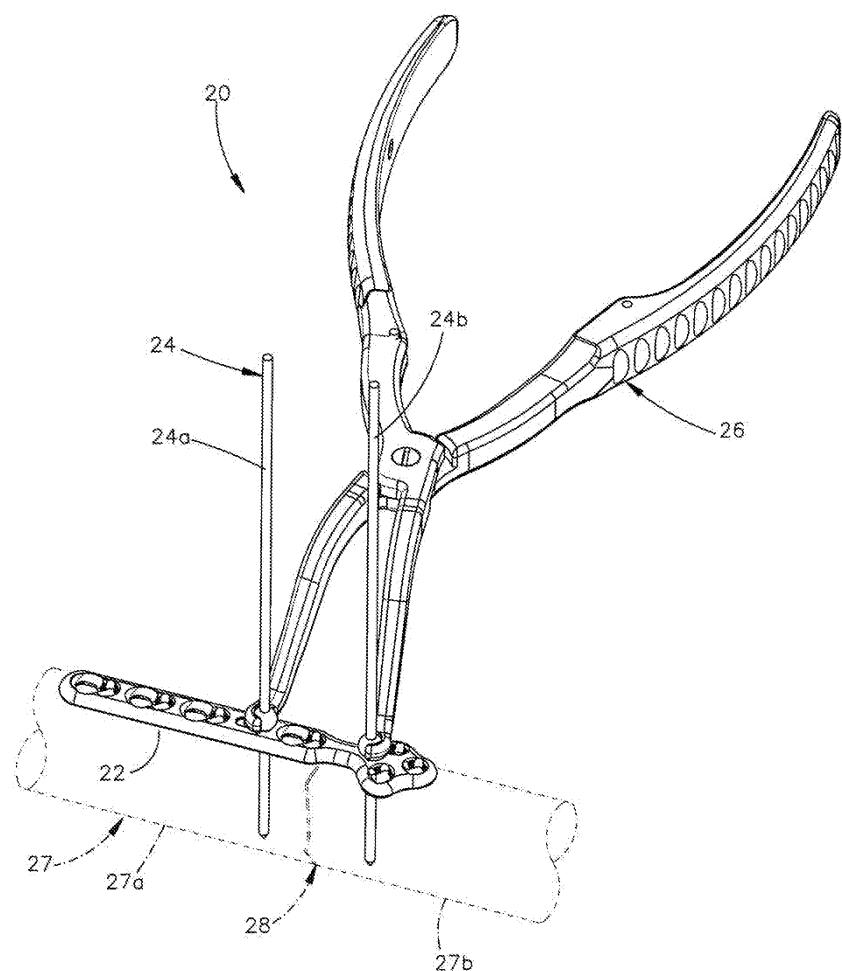
[0119] 도시된 실시예와 관련하여 설명된 실시예는 예시로서 제시되어 있고, 따라서 본 발명은 개시된 실시예에 한정되도록 의도된 것은 아니다. 더욱이, 전술된 각각의 실시예의 구조 및 특징은 달리 지시되지 않으면 본 명세서에 설명된 다른 실시예에 적용될 수 있다. 따라서, 당 기술 분야의 숙련자들은 본 발명이 예를 들어 첨부된 청구 범위에 의해 설명된 바와 같이 본 발명의 사상 및 범주 내에 포함되는 모든 수정 및 대안적인 배열을 포함하도록 의도된다는 것을 이해할 수 있을 것이다.

도면

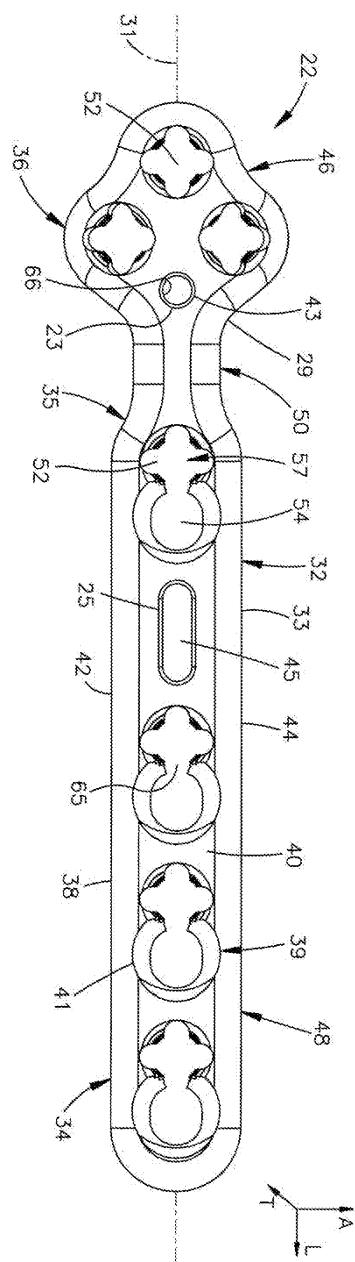
도면 1a



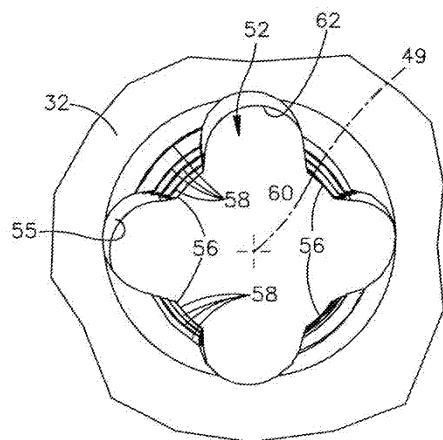
도면1b



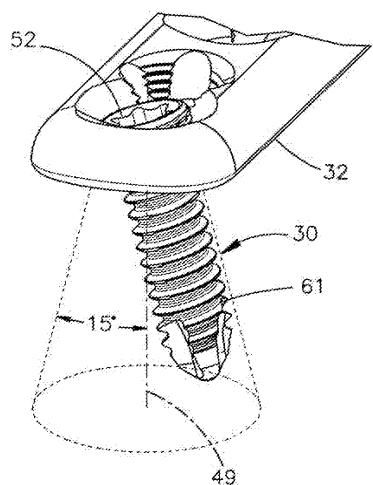
## 도면2a



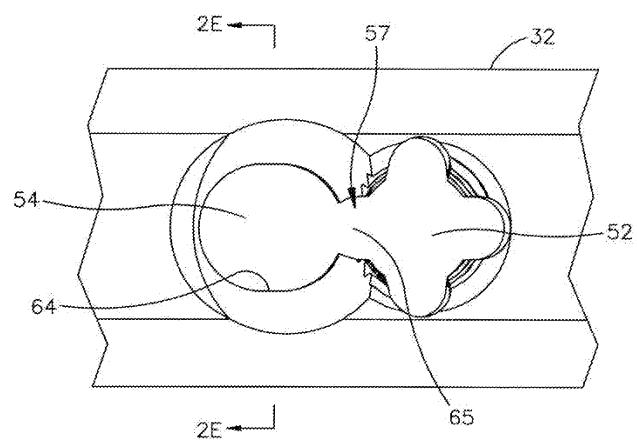
도면2b



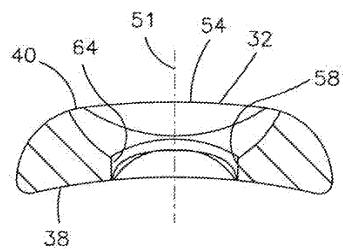
도면2c



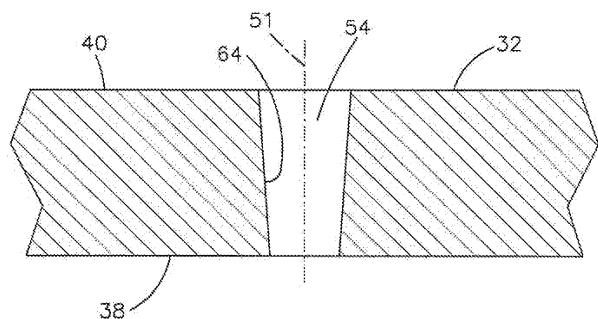
도면2d



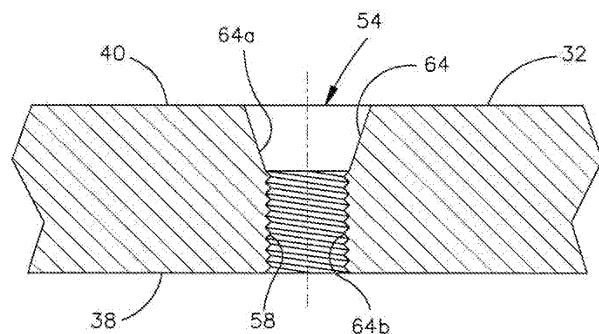
도면2e



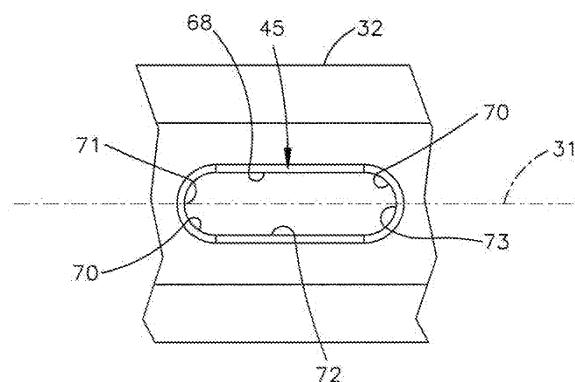
도면2f



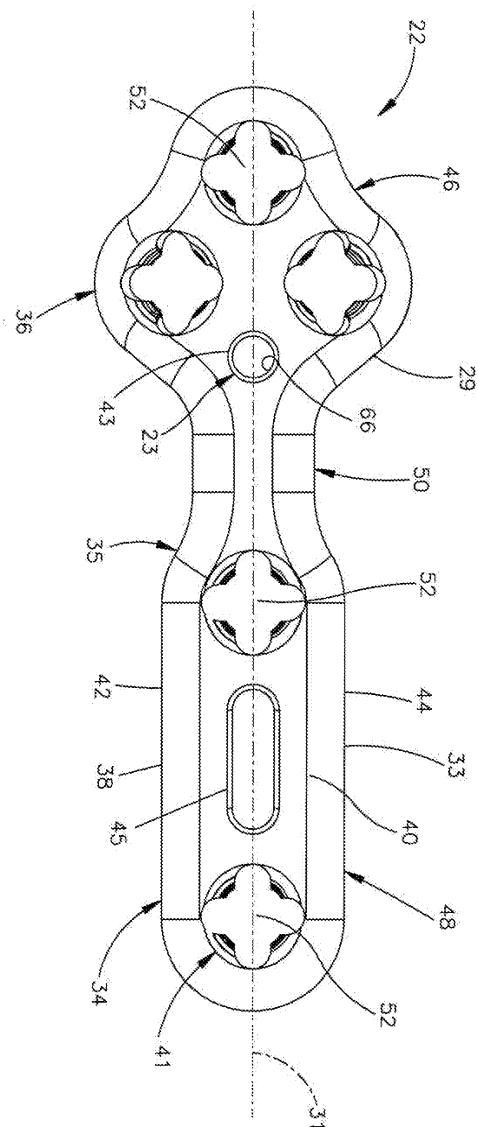
도면2g



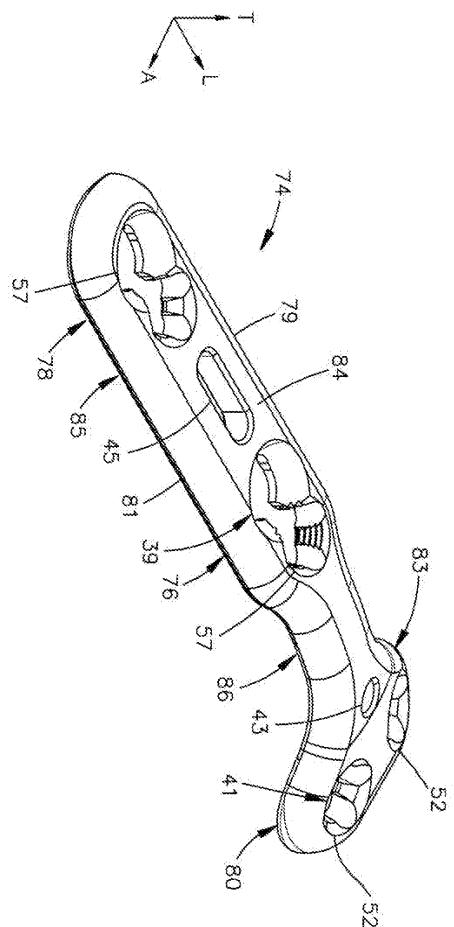
도면2h



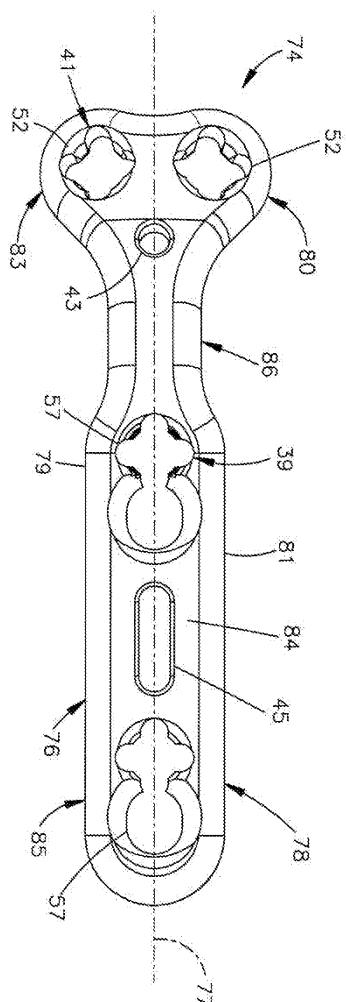
도면2i



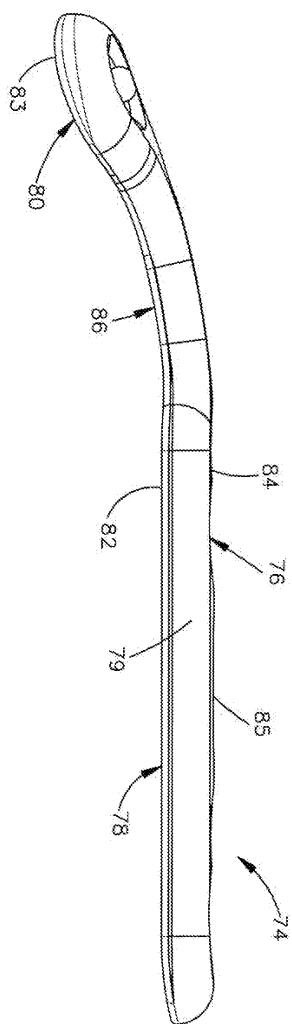
도면3a



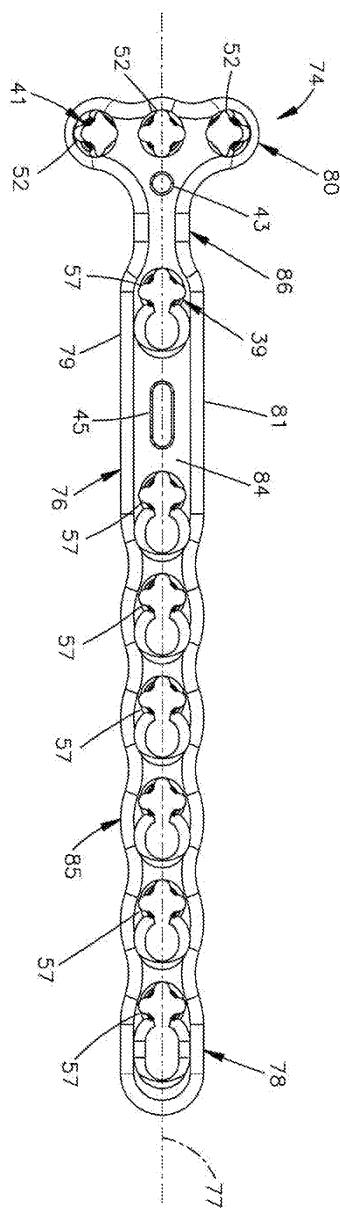
도면3b



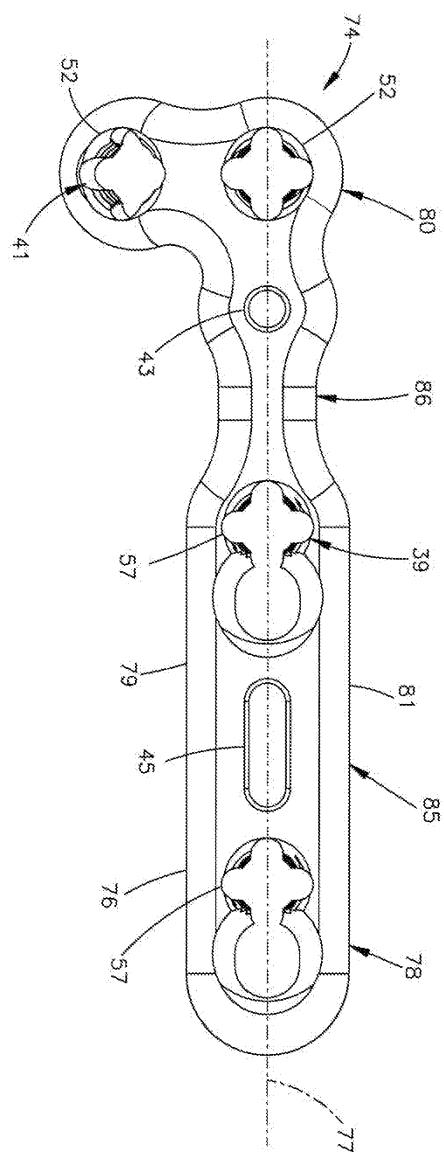
도면3c



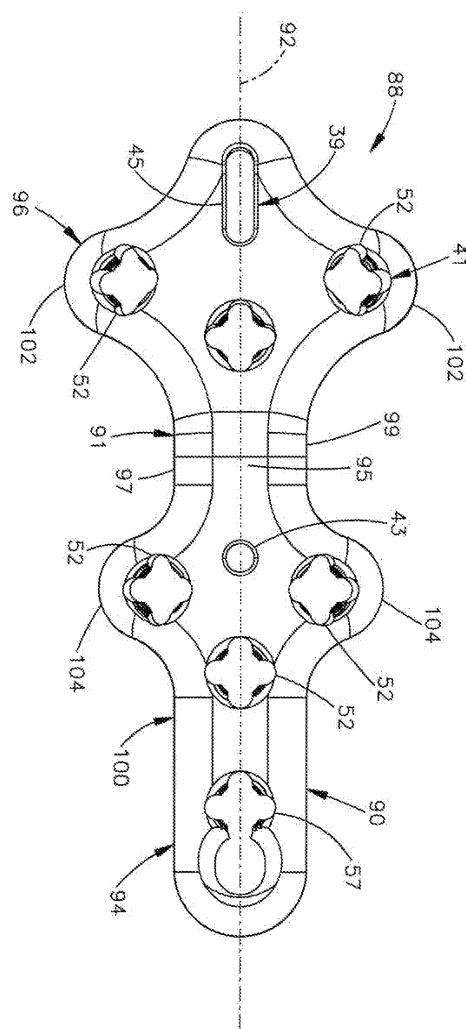
도면3d



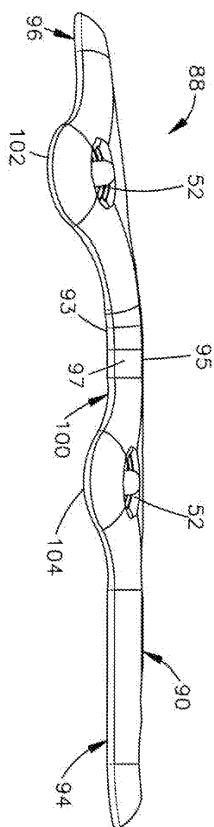
도면3e



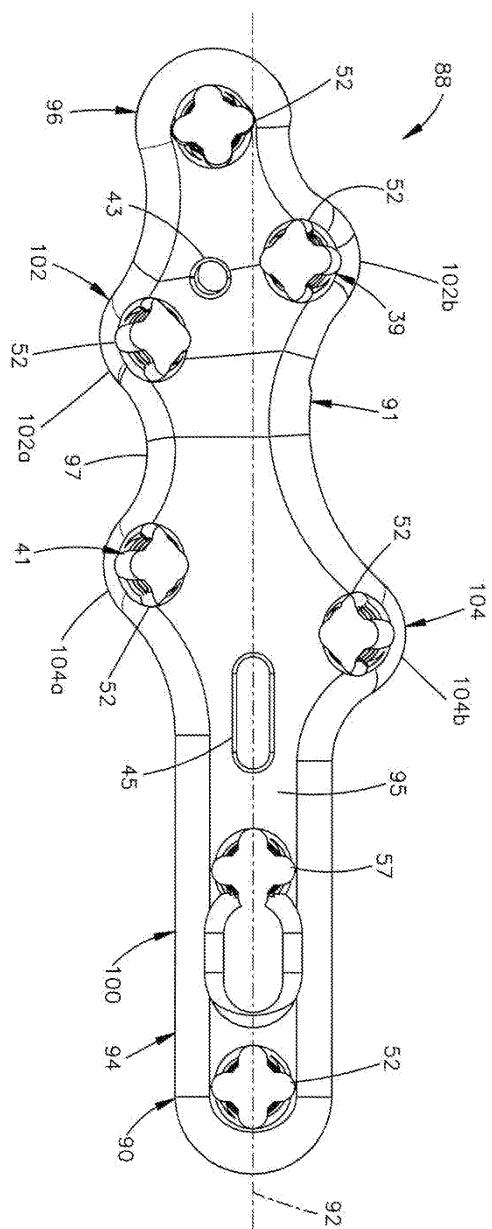
도면4a



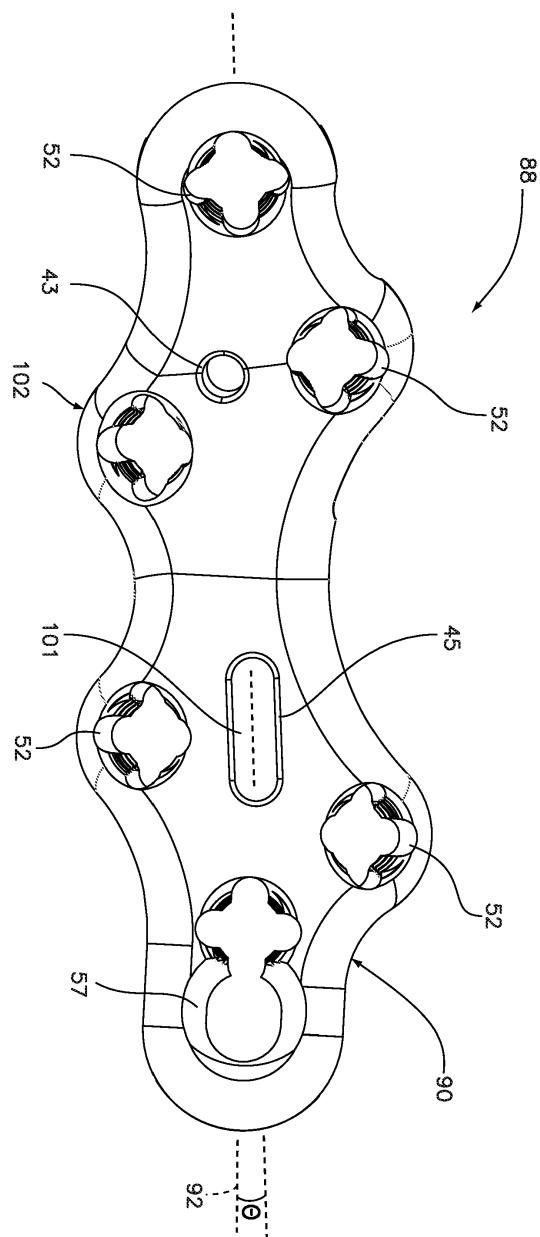
도면4b



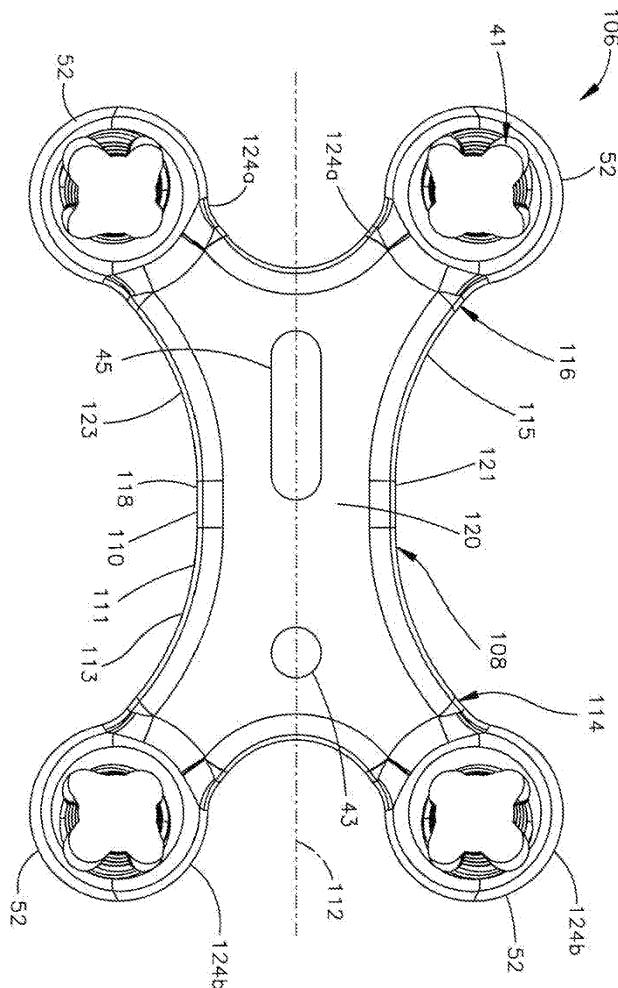
도면4c



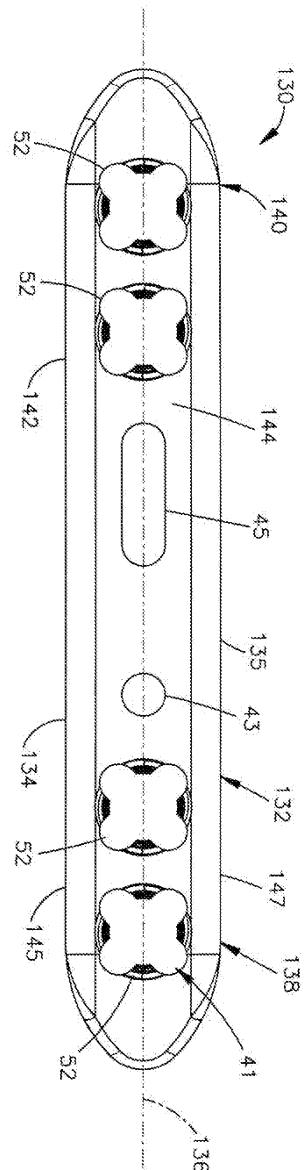
도면4d



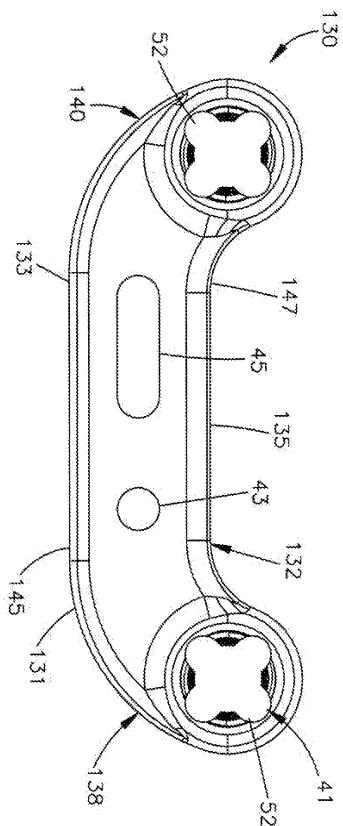
도면4e



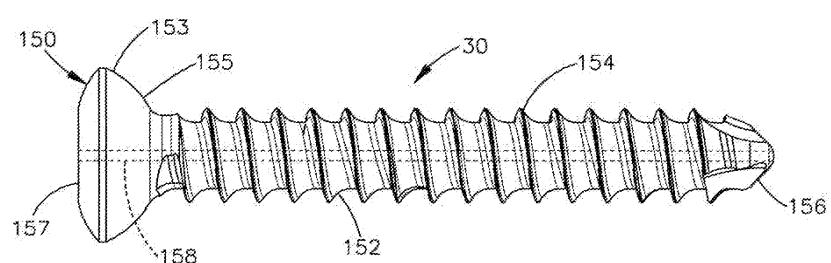
도면4f



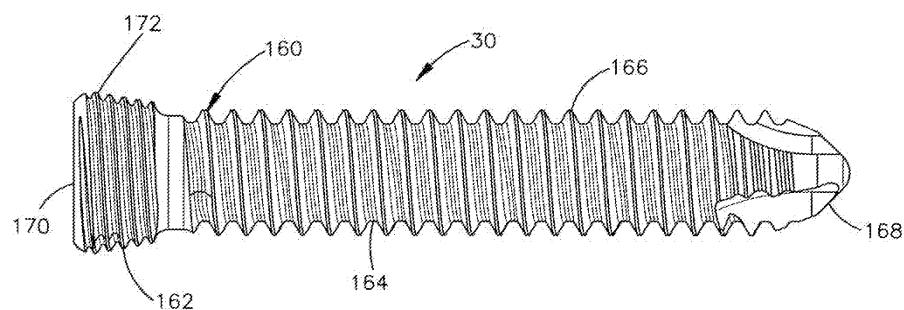
도면4g



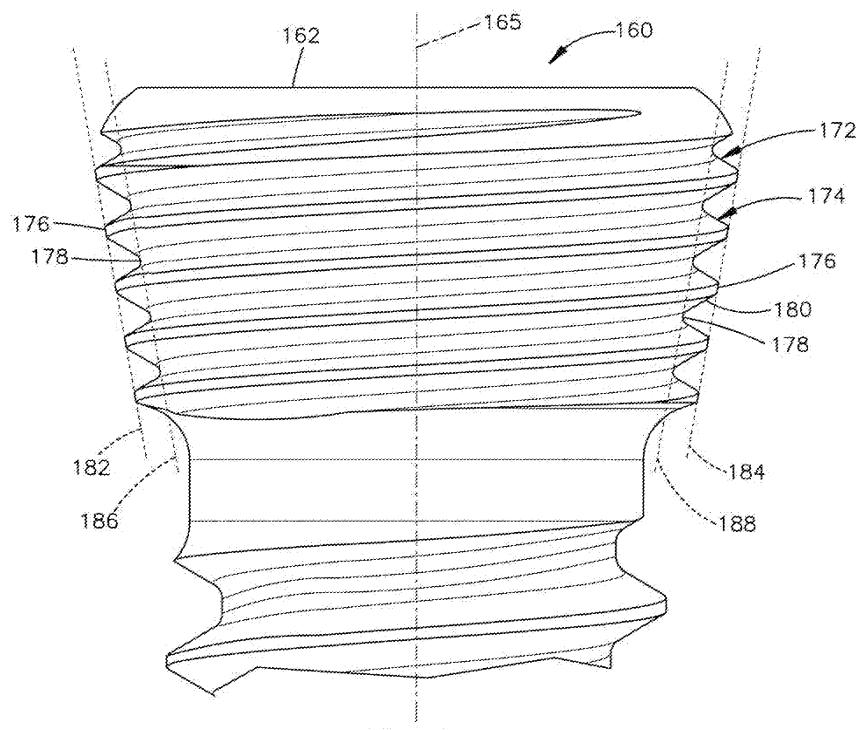
도면5a



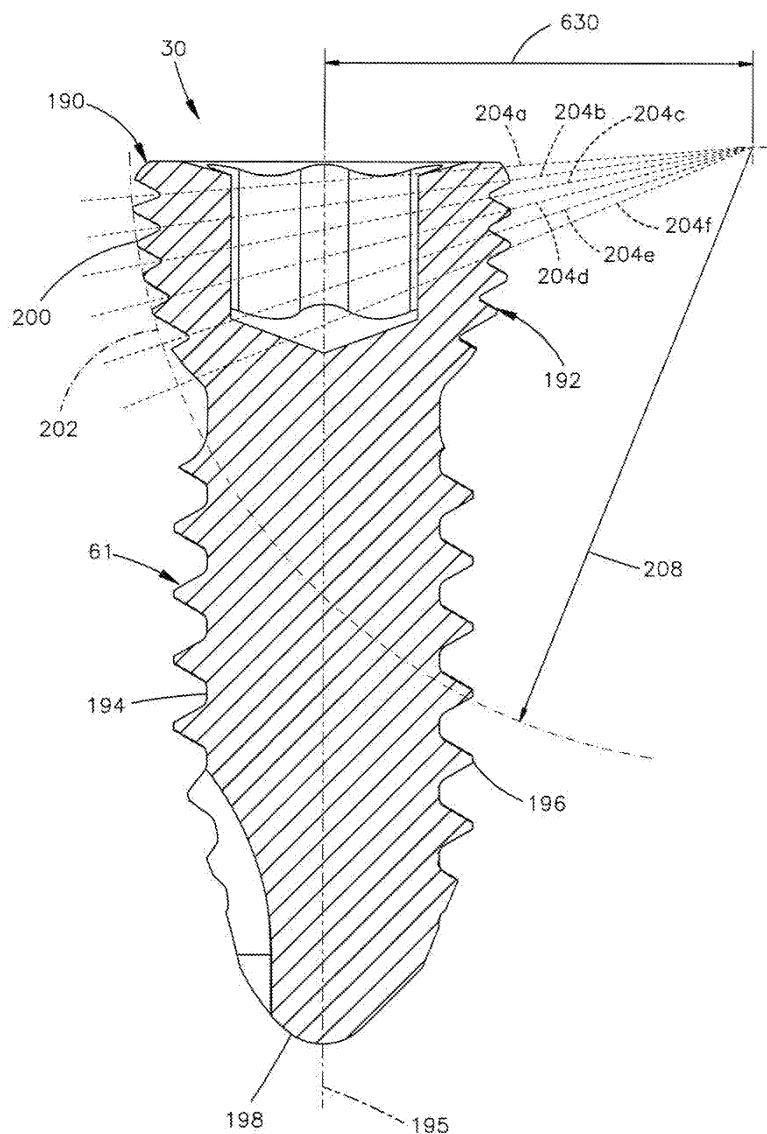
도면5b



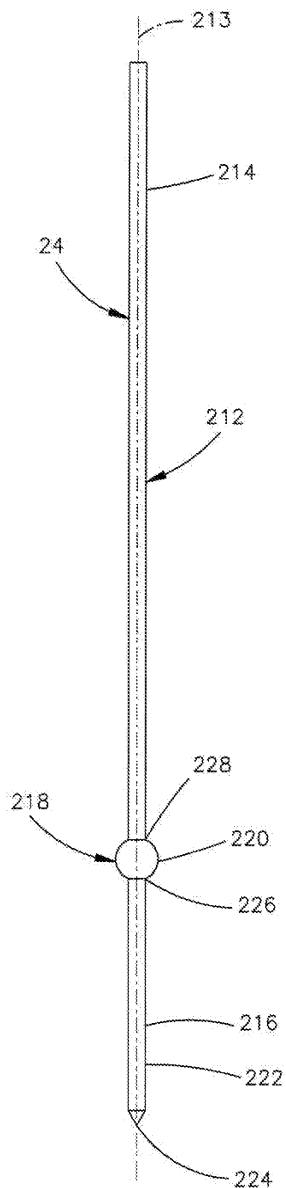
도면5c



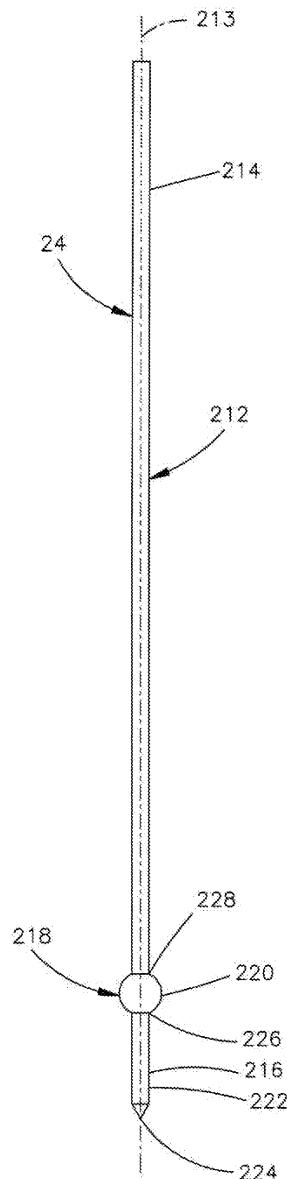
## 도면5d



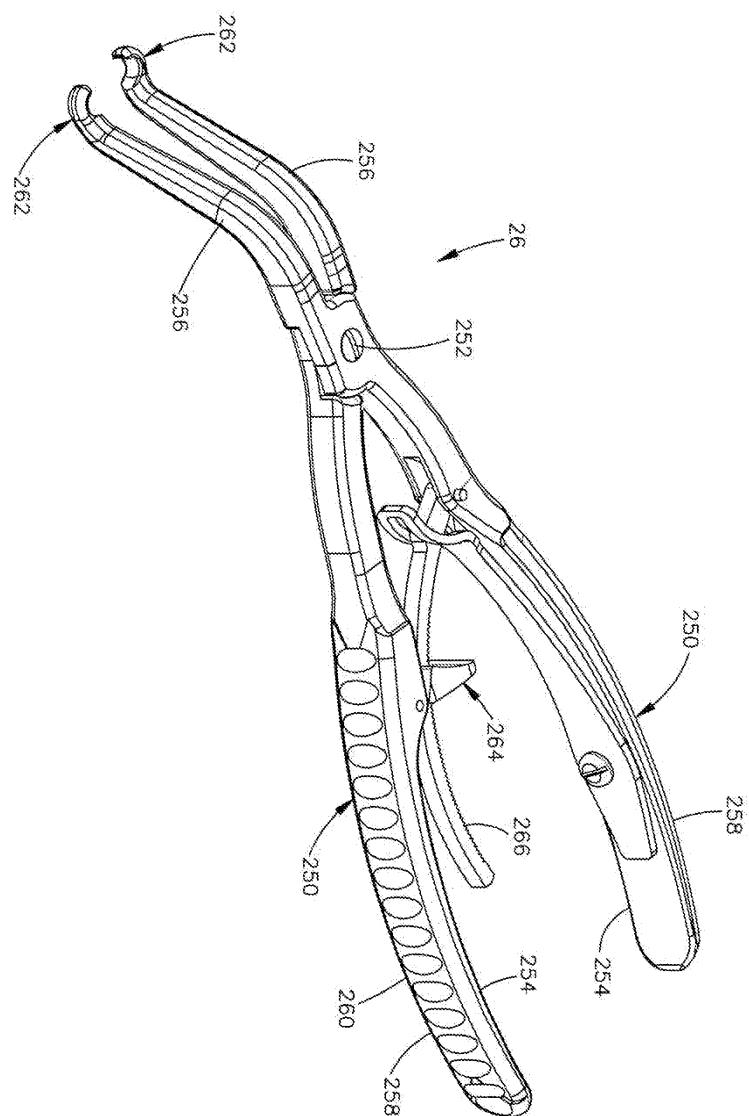
도면6a



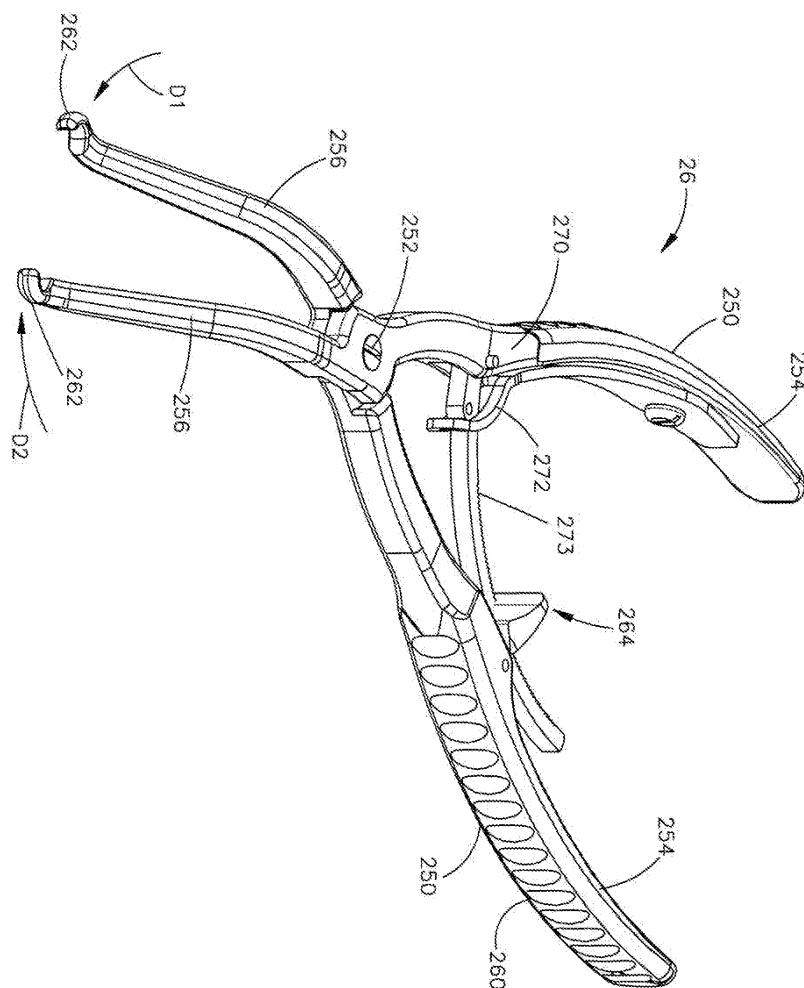
도면6b



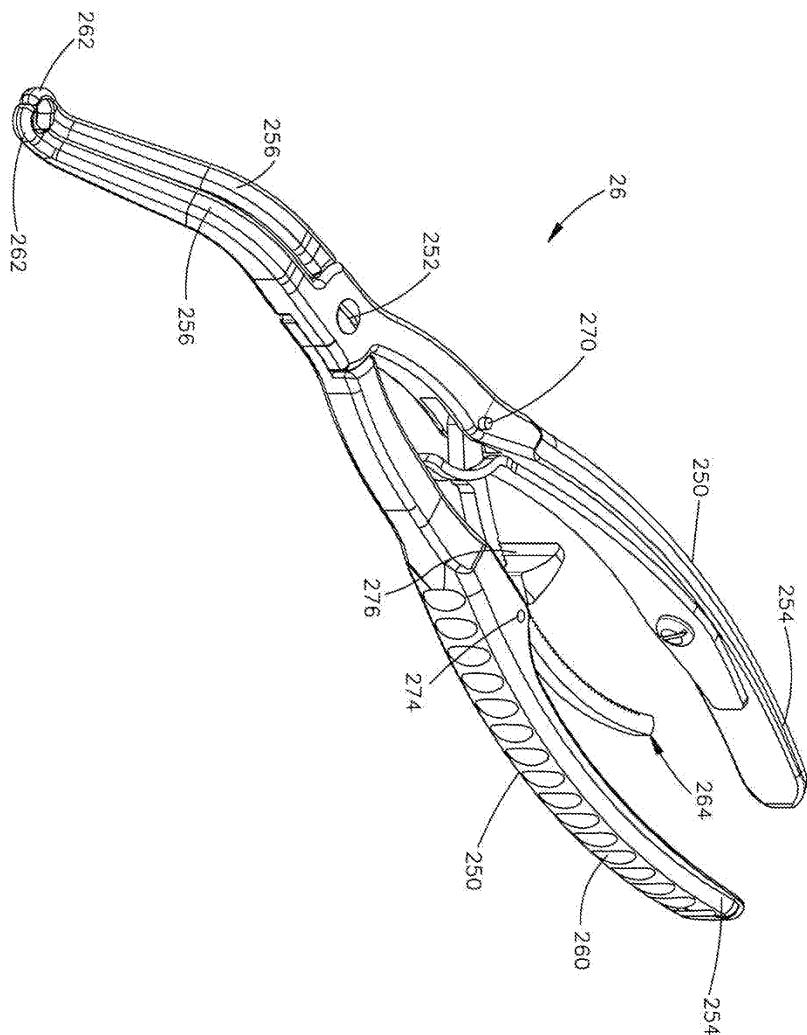
도면7a



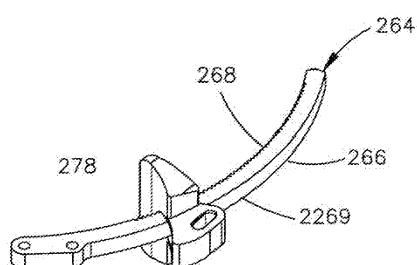
도면7b



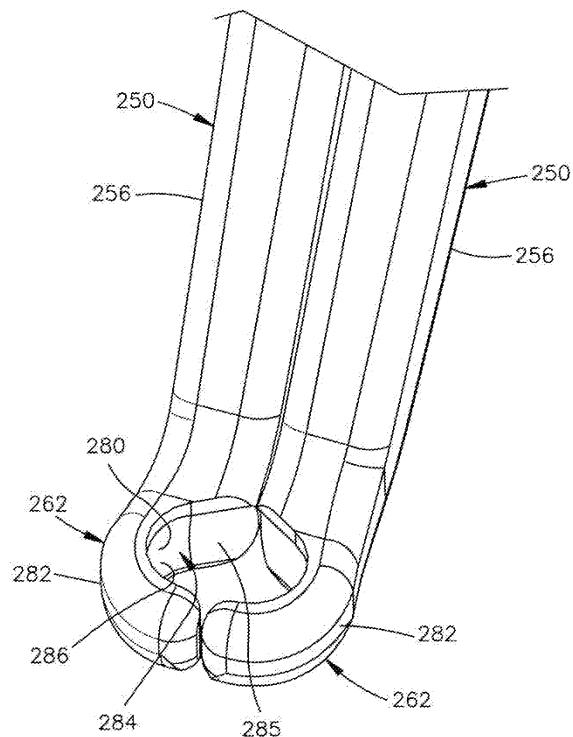
도면7c



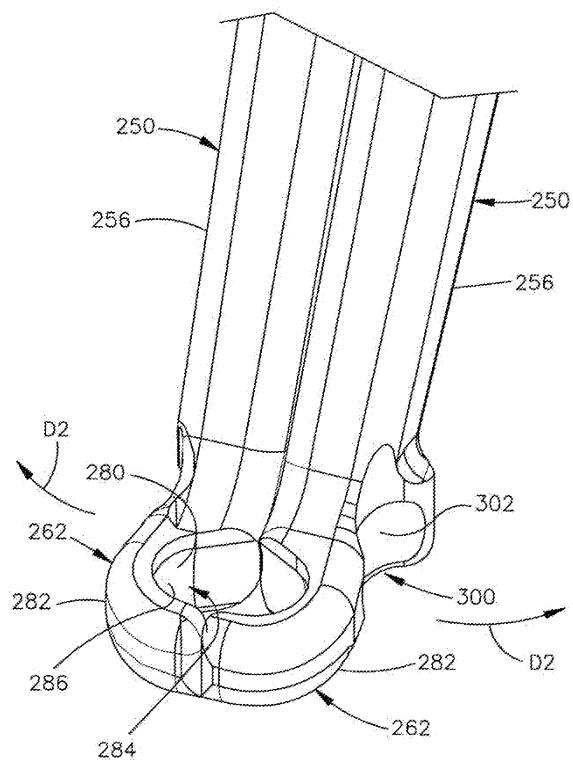
도면7d



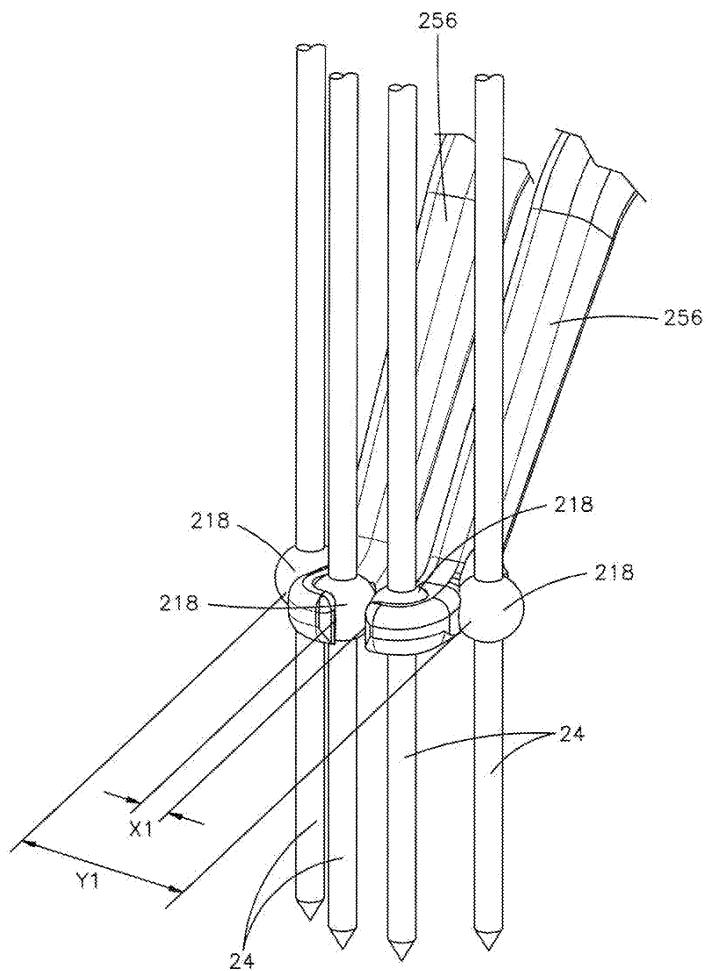
도면7e



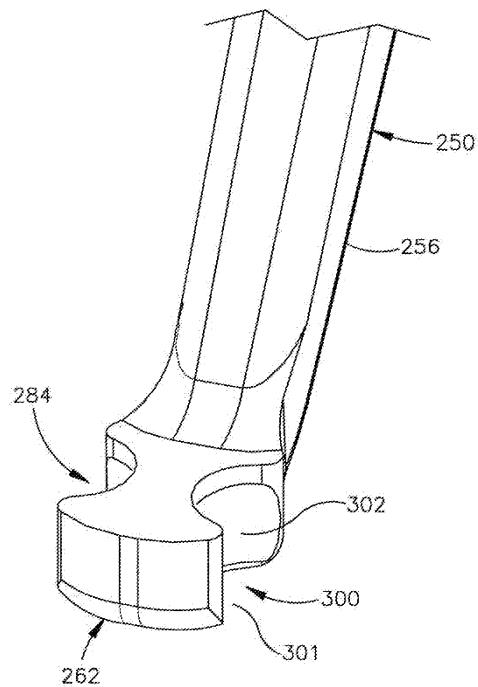
도면8a



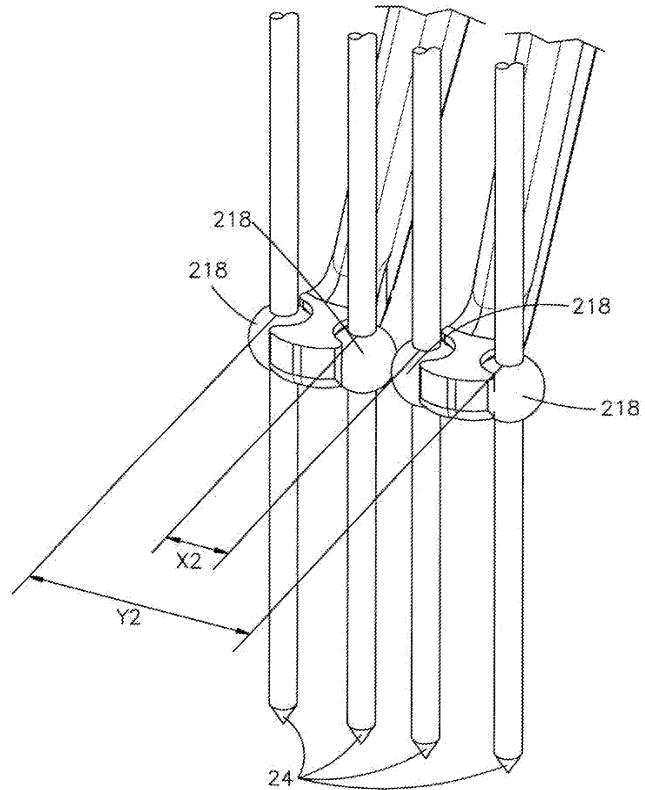
도면8b



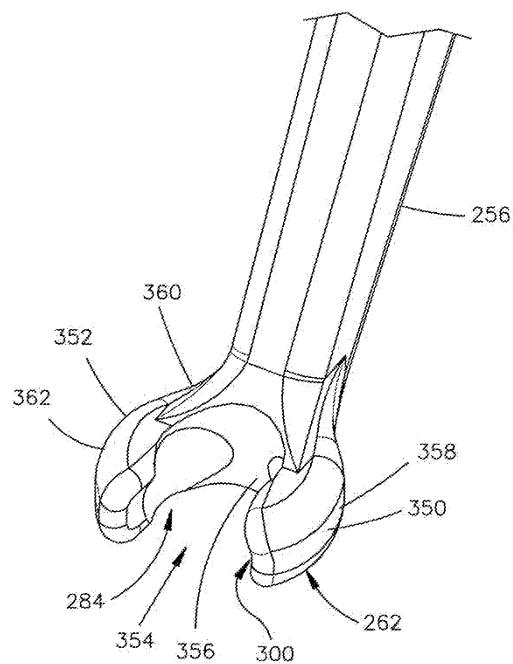
도면8c



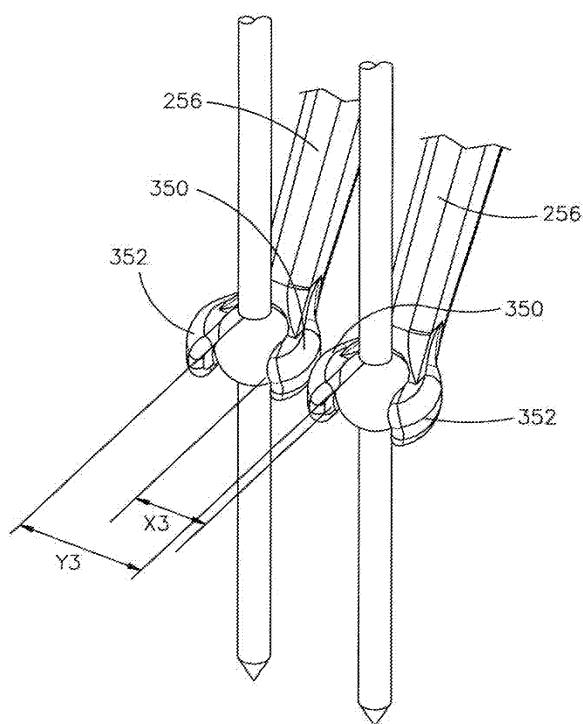
도면8d



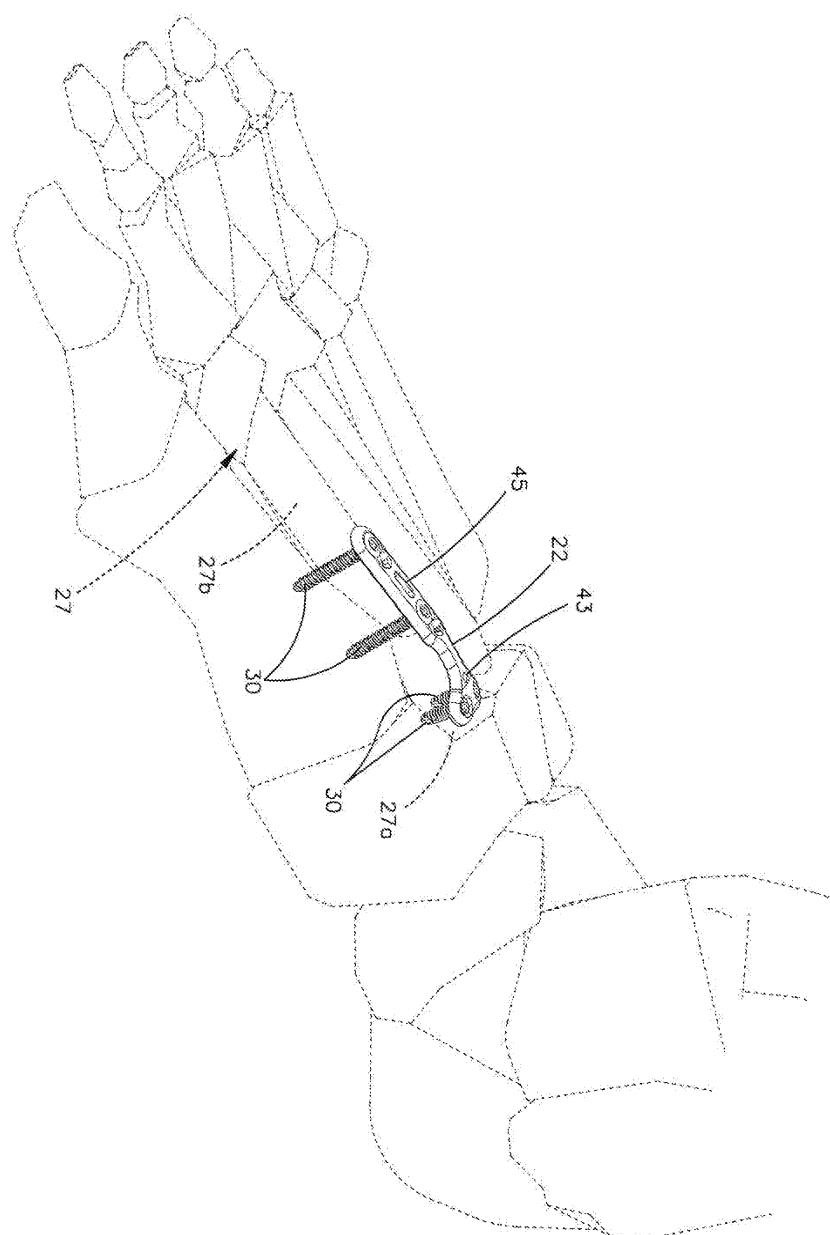
도면8e



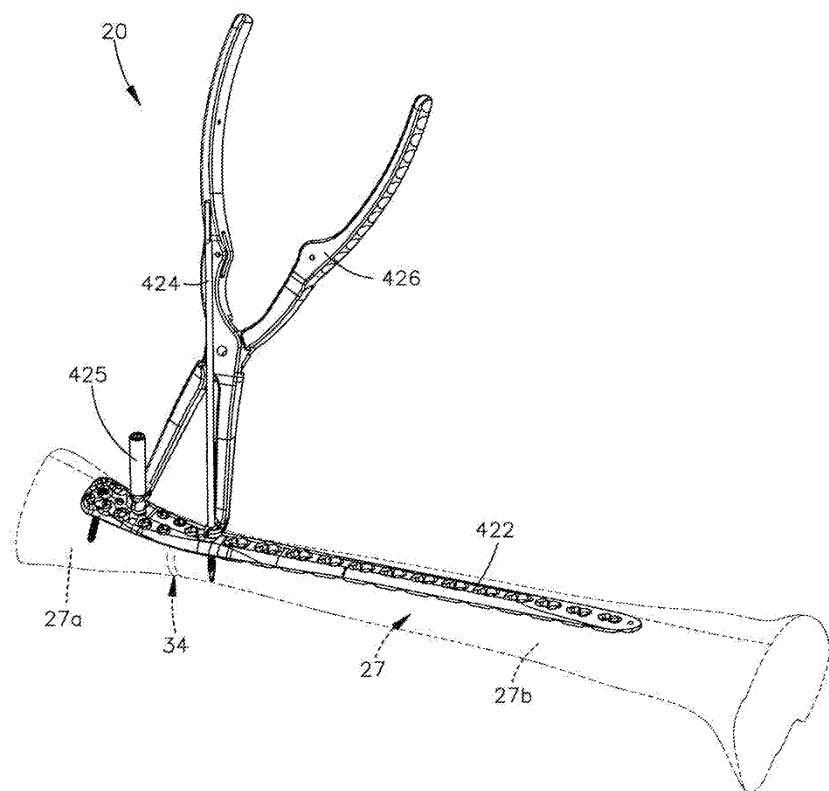
도면8f



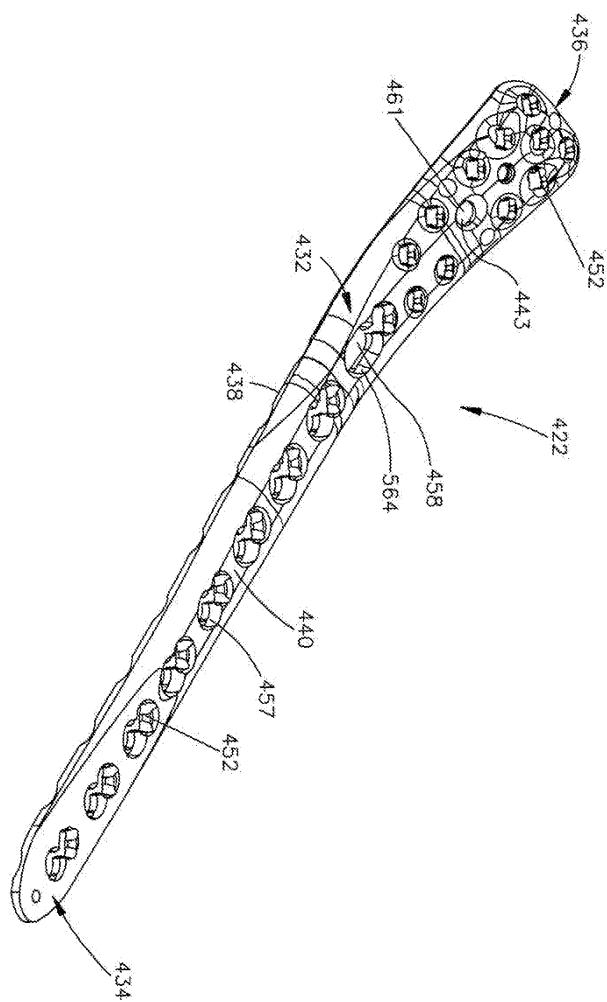
도면9



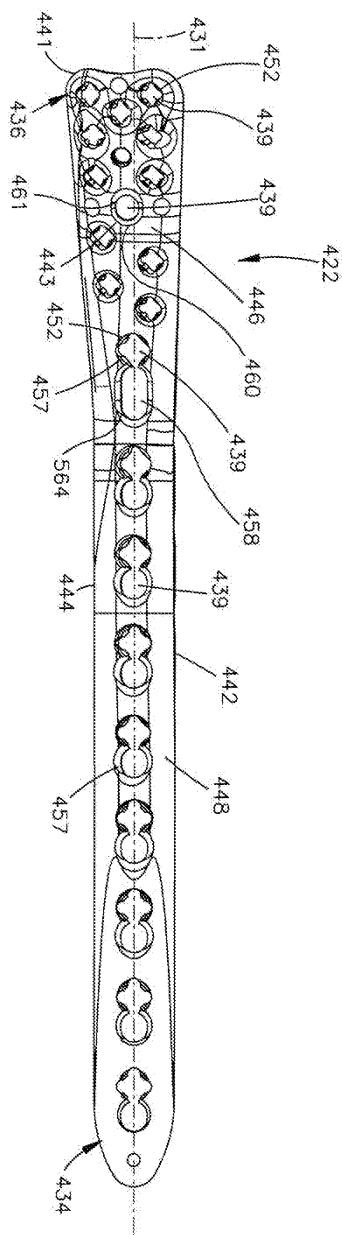
도면10



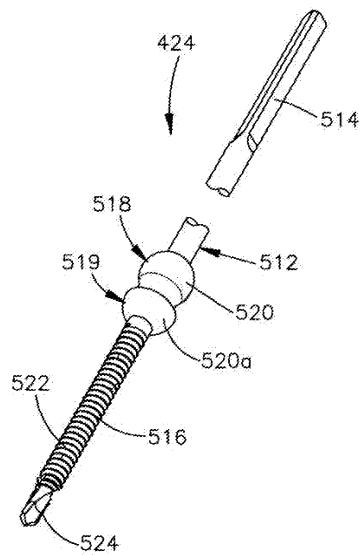
도면11a



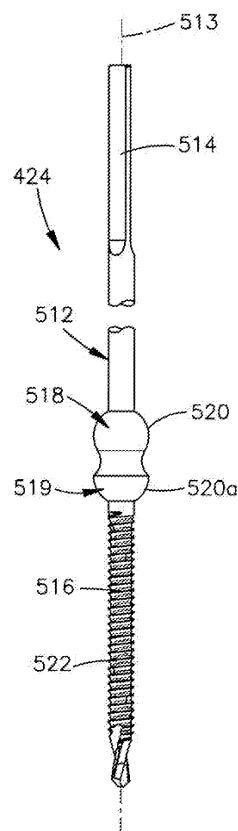
## 도면 11b



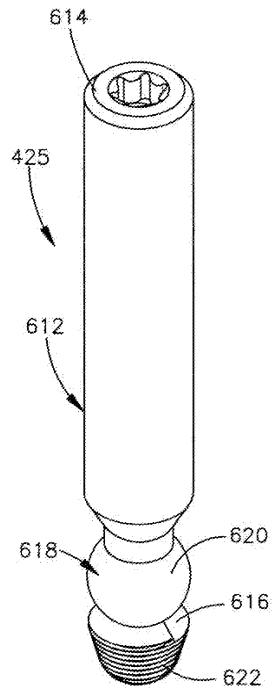
도면12a



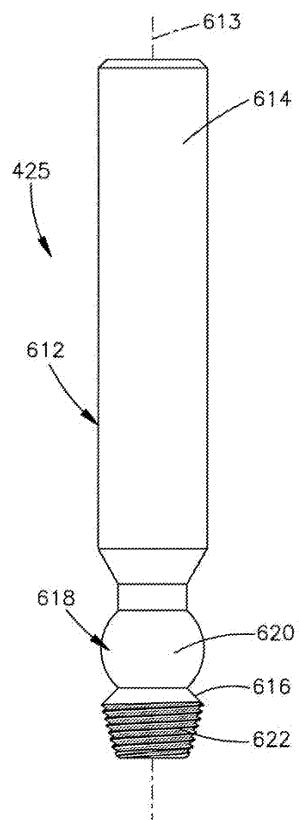
도면12b



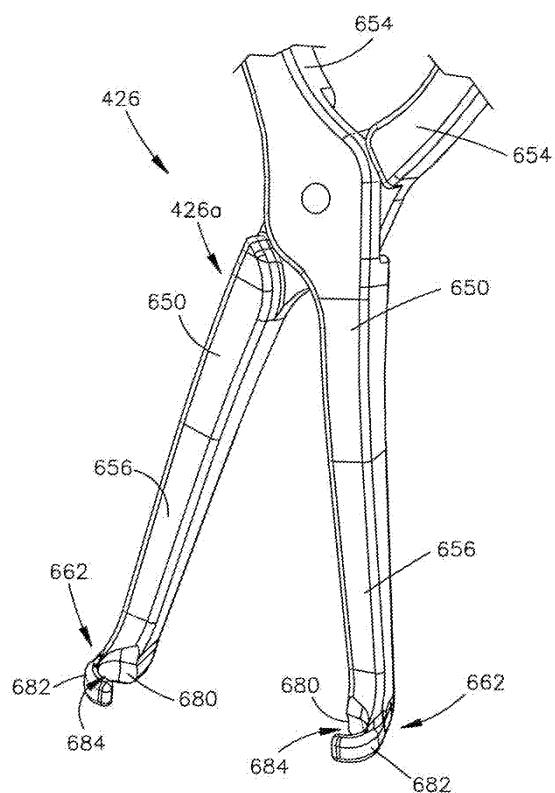
도면13a



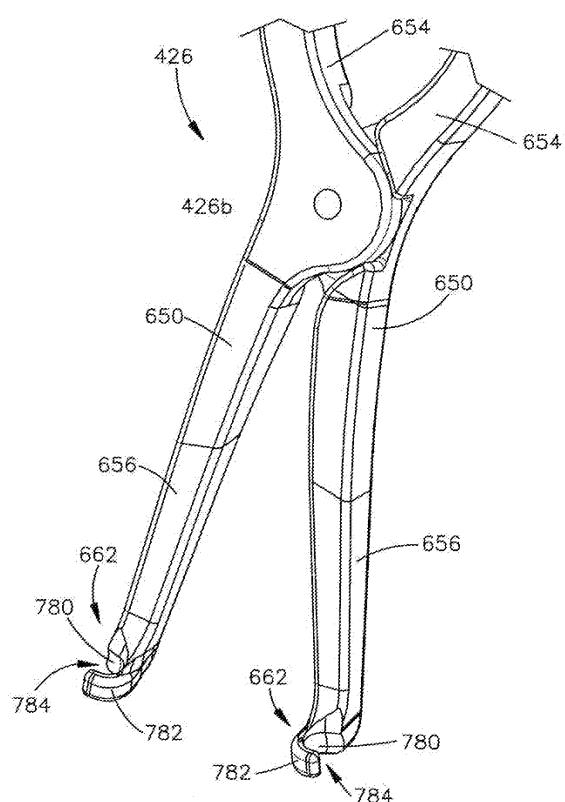
도면13b



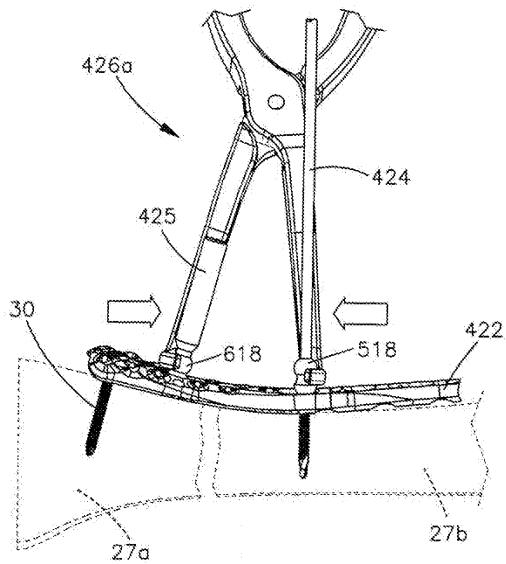
도면14a



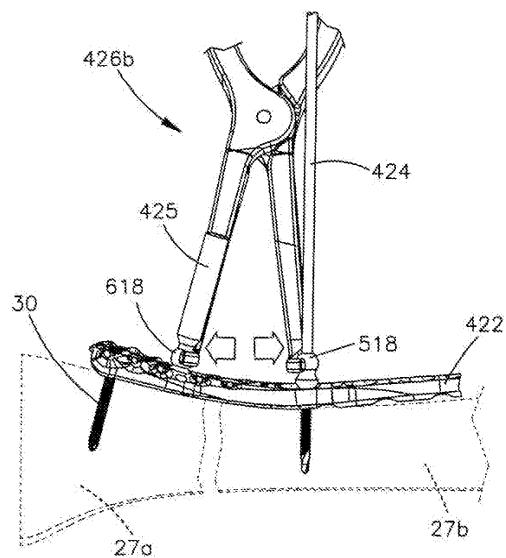
도면14b



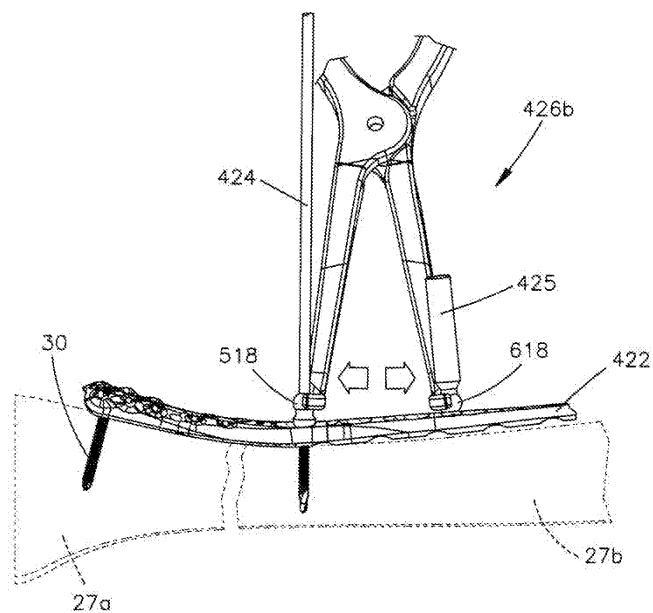
도면15a



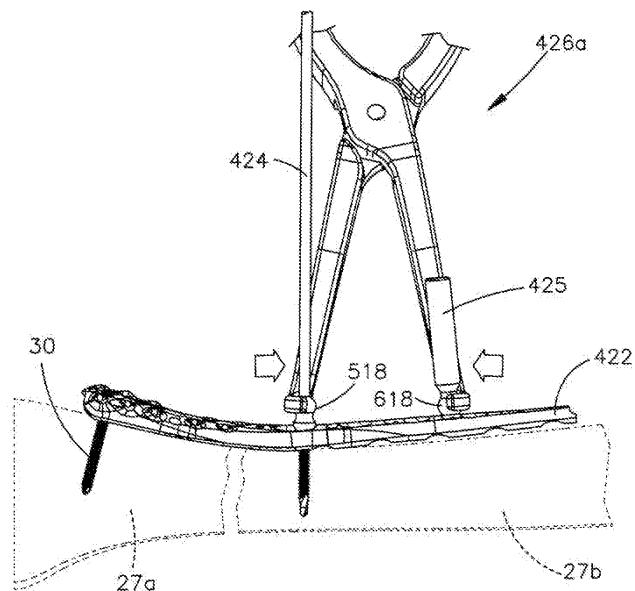
도면15b



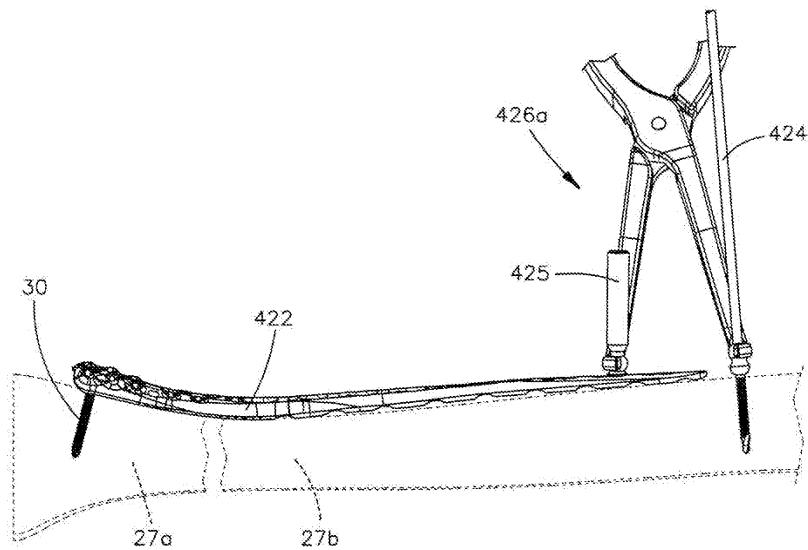
도면16a



도면16b



도면17a



도면17b

