



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0032287
(43) 공개일자 2015년03월25일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61F 2/30 (2006.01) A61D 1/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2015-7000725
(22) 출원일자(국제) 2013년03월05일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2015년01월12일
(86) 국제출원번호 PCT/US2013/028976
(87) 국제공개번호 WO 2013/187950
국제공개일자 2013년12월19일
(30) 우선권주장
61/659,655 2012년06월14일 미국(US)

(71) 출원인
신세스 게엠바하
스위스 씨에이치 - 4436 오베르도르프 아이마트
스트라쎈 3
(72) 발명자
보르도 진-노엘
미국 펜실베이니아 19380 웨스트 체스터 고헨 파크
웨이 1301
호란 티머쎈 제이.
미국 펜실베이니아 19380 웨스트 체스터 고헨 파크
웨이 1301
(74) 대리인
장훈

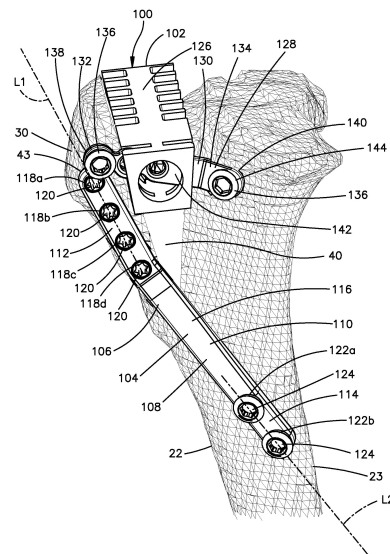
전체 청구항 수 : 총 37 항

(54) 발명의 명칭 경골 결절 전진과 관련된 임플란트/기술

(57) 요약

결절(30)을 경골체(23)에 대해 전진된 위치에서 유지시키도록 경골 결절 전진(TTA) 시스템(100)이 구성된다. TTA 시스템은 임플란트(104), 스페이서(102) 및 스페이서 고정 부재(128)를 포함한다.

대표도 - 도3



특허청구의 범위

청구항 1

결절(tuberosity)을 경골체(tibial body)에 대해 전진된 위치에서 유지시키도록 구성되는 TTA 시스템으로서, 상기 전진된 위치는 상기 결절이 상기 경골체와 일체일 때의 제1 위치에 대해 두개골 방향으로(cranially) 이격되는, 상기 TTA 시스템으로서,

상기 결절을 상기 전진된 위치에서 지지하도록 구성되는 근위 단부 부분(proximal end portion), 상기 경골체에 부착되도록 구성되는 원위 단부 부분(distal end portion), 및 상기 근위 단부 부분과 상기 원위 단부 부분 사이에서 연장되는 중간 임플란트 부분을 한정하는 임플란트 본체로서, 상기 중간 부분은 상기 결절을 상기 전진된 위치에서 유지시키기에 충분한 거리로 상기 근위 단부 부분을 상기 원위 단부 부분에 대해 두개골 방향으로 이격시키도록 형상화되는, 상기 임플란트 본체를 포함하는 임플란트;

상기 원위 단부 부분과 상기 근위 단부 부분이 상기 경골체와 상기 결절에 각각 부착된 때 상기 결절과 상기 경골체 사이에 배치되는 간극 내에 적어도 부분적으로 끼워맞춤되도록 구성 및 크기 설정되는 스페이서로서, 상기 스페이서는 스페이서 본체를 포함하고, 상기 스페이서는 상기 스페이서 본체를 통해 연장되는 슬롯을 한정하는, 상기 스페이서; 및

상기 결절에 부착되도록 구성되는 제1 단부 부분, 상기 경골체에 부착되도록 구성되는 제2 단부 부분, 및 상기 제1 단부와 상기 제2 단부 사이에서 연장되는 중간 고정 부분을 포함하는 스페이서 고정 부재로서, 상기 중간 고정 부분은 상기 스페이서 고정 부재를 상기 스페이서에 결합시키기 위해 상기 슬롯 내에 적어도 부분적으로 수용되도록 구성 및 크기 설정되는, 상기 스페이서 고정 부재

를 포함하는, TTA 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 근위 단부 부분은 상기 원위 단부 부분을 상기 경골체에 부착하기 위해 체결구(fastener)를 수용하도록 각각 구성되는 복수의 체결구 구멍들을 한정하는, TTA 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 원위 단부 부분은 상기 근위 단부 부분을 상기 결절에 부착하기 위해 체결구를 수용하도록 각각 구성되는 복수의 체결구 구멍들을 한정하는, TTA 시스템.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 제1 단부 부분은 상기 제1 단부 부분을 상기 결절에 부착하기 위해 체결구를 수용하도록 구성되는 적어도 하나의 체결구 구멍을 한정하는, TTA 시스템.

청구항 5

제1항에 있어서, 상기 제2 단부 부분은 상기 제2 단부 부분을 상기 경골체에 부착하기 위해 체결구를 수용하도록 구성되는 적어도 하나의 체결구 구멍을 한정하는, TTA 시스템.

청구항 6

제1항에 있어서, 상기 슬롯은 제1 슬롯이고, 상기 스페이서는 상기 스페이서가 상기 간극 내에 배치될 때 뼈 성장을 허용하도록 상기 스페이서 본체 내로 연장되는 복수의 제2 슬롯들을 한정하는, TTA 시스템.

청구항 7

제6항에 있어서, 상기 스페이서 본체는 길이방향을 따라 길고, 상기 제2 슬롯들 각각은 상기 길이방향에 대해 비스듬한, TTA 시스템.

청구항 8

제1항에 있어서, 상기 제1 단부 부분은 상기 제2 단부 부분에 대해 각도 오프셋되는(angularly offset), TTA 시스템.

청구항 9

제1항에 있어서, 상기 스페이서는 복수의 탄성 타인(tine)들을 포함하고, 상기 탄성 타인들 각각은 상기 스페이서가 상기 간극 내에 배치될 때 서로를 향해 이동되도록 구성되어 상기 스페이서의 적어도 일부분이 상기 간극의 형상에 정합하게 하는, TTA 시스템.

청구항 10

제9항에 있어서, 상기 스페이서는 스페이서 본체를 포함하고, 상기 스페이서는 체결구를 수용하도록 구성되는 적어도 하나의 제1 체결구 구멍을 한정하며, 상기 적어도 하나의 체결구 구멍은 상기 스페이서 본체 내로 연장되고, 상기 중간 고정 부분은 적어도 하나의 제2 체결구 구멍을 한정하며, 상기 체결구는 상기 스페이서 고정 부재를 상기 스페이서에 결합시키기 위해 상기 적어도 하나의 제2 체결구 구멍을 통해 상기 적어도 하나의 체결구 구멍 내로 삽입되도록 구성되는, TTA 시스템.

청구항 11

제9항에 있어서, 상기 스페이서는 상부 표면 및 반대편의 하부 표면을 한정하는 스페이서 본체를 포함하고, 상기 하부 표면은 상기 스페이서가 상기 간극 내에 배치될 때 상기 탄성 타인들의 서로를 향한 이동을 용이하게 하도록 실질적으로 오목한 형상을 형성하는, TTA 시스템.

청구항 12

제1항에 있어서, 상기 근위 단부 부분은 제1 축을 따라 길고, 상기 원위 단부 부분은 제2 축을 따라 길며, 상기 제1 축과 상기 제2 축은 서로에 대해 각도 오프셋되는, TTA 시스템.

청구항 13

제1항에 있어서, 상기 임플란트 본체는 상기 경골체와 상기 결절에 대면하도록 구성되는 제1 표면 및 상기 제1 표면의 반대편에 있는 제2 표면을 포함하고, 상기 임플란트 본체는 상기 근위 단부 부분에서 상기 제1 표면으로부터 상기 제2 표면까지 측정되는 제1 두께, 상기 원위 단부 부분에서 상기 제1 표면으로부터 상기 제2 표면까지 측정되는 제2 두께, 및 상기 중간 임플란트 부분에서 상기 제1 표면으로부터 상기 제2 표면까지 측정되는 제3 두께를 추가로 한정하며, 상기 제3 두께는 상기 제1 및 제2 두께들 중 적어도 하나의 두께보다 작은, TTA 시스템.

청구항 14

제13항에 있어서, 상기 제3 두께는 상기 제1 및 제2 두께들 둘 모두보다 작은, TTA 시스템.

청구항 15

제1항에 있어서, 상기 임플란트 본체는 제1 측부 표면 및 상기 제1 측부 표면의 반대편에 있는 제2 측부 표면을 포함하고, 상기 임플란트 본체는 상기 근위 단부 부분에서 상기 제1 측부 표면으로부터 상기 제2 측부 표면까지 측정되는 제1 폭, 상기 원위 단부 부분에서 상기 제1 측부 표면으로부터 상기 제2 측부 표면까지 측정되는 제2 폭, 및 상기 중간 임플란트 부분에서 상기 제1 측부 표면으로부터 상기 제2 측부 표면까지 측정되는 제3 폭을 추가로 한정하며, 상기 제1 폭은 상기 제2 및 제3 폭들 중 적어도 하나의 폭보다 작은, TTA 시스템.

청구항 16

제15항에 있어서, 상기 제1 폭은 상기 제2 및 제3 폭들 둘 모두보다 작은, TTA 시스템.

청구항 17

제1항에 있어서, 상기 임플란트 본체는 상기 경골체와 상기 결절에 대면하도록 구성되는 제1 표면 및 상기 제1 표면의 반대편에 있는 제2 표면을 포함하고, 상기 임플란트 본체는 상기 제1 표면으로부터 외부로 연장되는 스칼롭형(scalloped) 부분을 추가로 포함하며, 상기 스칼롭형 부분은 주변 측벽, 및 상기 경골체와 상기 결절에

대면하도록 구성되는 용기 표면을 포함하는, TTA 시스템.

청구항 18

제17항에 있어서, 상기 스캐럽형 부분은 제1 스캐럽형 부분이고, 상기 임플란트 본체는 제2 스캐럽형 부분을 추가로 포함하며, 상기 제1 및 제2 스캐럽형 부분들의 주변 측벽들은 서로에 대면하는 상기 주변 측벽들의 일부분 사이에 간극을 한정하는, TTA 시스템.

청구항 19

제1항에 있어서, 상기 TTA 시스템은 상기 결절과 상기 경골체 사이에서 절골술(osteotomy)이 이루어진 후에 상기 결절을 제1 위치로부터 상기 경골체에 대해 전진된 위치로 전진시키도록 구성되는 TTA 전진 조립체를 추가로 포함하고,

상기 TTA 전진 조립체는,

상기 경골체에 결합되도록 구성되는 전진 본체, 및

상기 전진 본체에 이동 가능하게 결합되는 신연 아암(distraction arm)으로서, 상기 신연 아암은 상기 결절에 결합되도록 구성되어 상기 신연 아암이 상기 경골체에 대해 상기 결절과 함께 이동하도록 구성되는, 상기 신연 아암

을 포함하는, TTA 시스템.

청구항 20

제19항에 있어서, 상기 신연 아암이 상기 전진 본체에 대해 이동할 때, 상기 전진 조립체는 상기 결절이 상기 제1 위치로부터 상기 전진된 위치를 향해 얼마나 멀리 전진되었는지의 표시를 제공하는, TTA 시스템.

청구항 21

제20항에 있어서, 상기 전진 조립체는 상기 전진 본체에 결합되는 변위 눈금자(displacement scale)를 추가로 포함하고, 상기 변위 눈금자는 상기 표시를 제공하도록 구성되는, TTA 시스템.

청구항 22

제19항에 있어서, 상기 TTA 시스템은 상기 전진 본체의 부착 위치에서 상기 전진 본체에 결합되는 각도 조절 부재를 추가로 포함하고, 상기 각도 조절 부재는 상기 부착 위치에 의해 한정되는 피벗 축(pivot axis)에 대해 피벗하도록 구성되며, 상기 각도 조절 부재는 상기 절골술에 의해 형성되어 상기 결절과 상기 경골체 사이에 배치되는 간극 내에 끼워맞춤되도록 구성되는 접촉 부재를 포함하는, TTA 시스템.

청구항 23

전진되는 결절과 경골체 사이에 절골술이 이루어진 후에 상기 결절을 제1 위치로부터 상기 경골체에 대해 전진된 위치로 전진시키도록 구성되는 TTA 전진 조립체로서, 상기 전진된 위치는 상기 결절이 상기 경골체와 일체일 때의 제1 위치에 대해 두개골 방향으로 그리고 근위 방향으로(proximally) 이격되는, 상기 TTA 전진 조립체로서,

상기 경골체에 결합되도록 구성되는 전진 본체; 및

상기 전진 본체에 이동가능하게 결합되는 신연 아암으로서, 상기 신연 아암은 상기 결절에 결합되도록 구성되고, 상기 신연 아암은 상기 경골체에 대해 상기 결절과 함께 이동하도록 구성되어 상기 신연 아암이 상기 전진 본체에 대해 사전결정된 거리만큼 이동하도록 하는, 상기 신연 아암을 포함하고,

상기 사전결정된 거리만큼의 상기 신연 아암의 병진이동은 상기 전진 조립체로 하여금 상기 결절이 상기 제1 위치로부터 상기 전진된 위치로 전진되었다는 표시를 제공하게 하는, TTA 전진 조립체.

청구항 24

제23항에 있어서, 상기 TTA 전진 조립체는 상기 결절이 상기 제1 위치로부터 상기 전진된 위치로 전진되었다는 표시를 제공하도록 구성되는 변위 눈금자를 추가로 포함하고, 상기 변위 눈금자는 상기 전진 본체에 결합되며,

상기 변위 눈금자는 상기 신연 아암이 상기 전진 본체에 대해 이동될 때 상기 신연 아암의 상기 병진이동을 측정하도록 상기 신연 아암에 실질적으로 평행하게 배치되는, TTA 전진 조립체.

청구항 25

제23항에 있어서, 상기 TTA 전진 조립체는 상기 전진 본체의 부착 위치에서 상기 전진 본체에 결합되는 각도 조절 부재를 추가로 포함하고, 상기 각도 조절 부재는 상기 부착 위치에 의해 한정되는 피벗 축에 대해 피벗하도록 구성되며, 상기 각도 조절 부재는 상기 절골술에 의해 형성되어 상기 절절과 상기 경골체 사이에 배치되는 간극 내에 끼워맞춤되도록 구성되어 상기 신연 아암이 절골술 부위에 대해 사전결정된 전진 각도로 배향되도록 하는 접촉 부재를 포함하는, TTA 전진 조립체.

청구항 26

제25항에 있어서, 상기 각도 조절 부재는 상기 전진 본체에 대해 각도 고정되도록 구성되는, TTA 전진 조립체.

청구항 27

제23항에 있어서, 상기 TTA 전진 조립체는 상기 절절과 상기 경골체에 부착되도록 구성되는 임플란트를 추가로 포함하고, 상기 임플란트는 상기 전진 본체에 대한 상기 신연 아암의 이동이 상기 임플란트의 적어도 일부분으로 하여금 상기 경골체에 대해 상기 절절과 함께 이동하게 하도록 상기 신연 아암에 결합되도록 구성되는, TTA 전진 조립체.

청구항 28

제27항에 있어서, 상기 TTA 전진 조립체는 상기 임플란트에 부착되도록 구성되는 드릴 안내체(drill guide)를 추가로 포함하고, 상기 신연 아암은 상기 드릴 안내체를 수용하도록 구성되는 드릴 안내 구멍을 한정하여, 상기 드릴 안내체가 상기 드릴 안내 구멍을 통해 삽입되고 상기 임플란트에 부착될 때 상기 드릴 안내체가 상기 신연 아암과 상기 임플란트에 결합되도록 구성되게 하는, TTA 전진 조립체.

청구항 29

제23항에 있어서, 상기 전진 본체는 와이어를 수용하도록 구성되는 개구를 한정하여, 상기 와이어가 상기 개구를 통해 상기 경골체 내로 삽입될 때 상기 전진 본체가 상기 경골체에 결합될 수 있게 하는, TTA 전진 조립체.

청구항 30

제23항에 있어서, 상기 전진 본체는 지그(jig)로서 구성되는, TTA 전진 조립체.

청구항 31

전진되는 절절과 경골체 사이에 절골술이 이루어진 후에 상기 절절을 제1 위치로부터 상기 경골체에 대해 전진된 위치로 전진시키도록 구성되는 TTA 방법으로서, 상기 전진된 위치는 상기 절절이 상기 경골체와 일체일 때의 제1 위치에 대해 두개골 방향으로 그리고 근위 방향으로 이격되는, 상기 TTA 방법으로서,

전진 본체를, 상기 전진 본체에 이동 가능하게 결합되고 상기 전진 본체에 대해 이동하도록 구성되는 신연 아암을 통해, 상기 절절에 결합시키는 단계;

상기 전진 본체에 결합되는 접촉 부재를, 절골술 동안에 형성되어 상기 절절과 상기 경골체 사이에 배치되는 간극 내에, 배치하는 단계;

상기 신연 아암을 상기 전진 본체에 대해 이동시켜 상기 절절을 상기 제1 위치와 상기 전진된 위치 사이에서 이동시키는 단계

를 포함하는, TTA 방법.

청구항 32

전진되는 절절과 경골체 사이에 절골술이 이루어진 후에 상기 절절을 제1 위치로부터 상기 경골체에 대해 전진된 위치로 전진시키도록 구성되는 TTA 전진 조립체로서, 상기 전진된 위치는 상기 절절이 상기 경골체와 일체일 때의 제1 위치에 대해 두개골 방향으로 그리고 근위 방향으로 이격되는, 상기 TTA 전진 조립체로서,

상기 경골체에 결합되도록 구성되는 전진 본체; 및

상기 전진 본체에 피벗 가능하게 결합되어 피벗 축을 중심으로 상기 전진 본체에 대해 피벗하도록 구성되는 각도 조절 부재를 포함하고,

상기 각도 조절 부재는 절골술에 의해 형성되는 간극 내에 끼워맞춤되도록 구성되는 접촉 부재를 포함하며, 상기 각도 조절 부재는 상기 접촉 부재가 절골술 부위 내에 배치될 때 상기 전진 본체가 상기 절골술 부위에 대해 사전결정된 전진 각도로 배향되도록 상기 전진 본체에 대해 피벗 가능하게 고정되도록 구성되는, TTA 전진 조립체.

청구항 33

제32항에 있어서, 상기 TTA 전진 조립체는 상기 전진 본체에 이동 가능하게 결합되는 신연 아암을 추가로 포함하고, 상기 신연 아암은 상기 결절에 결합되도록 구성되며, 상기 신연 아암은 상기 경골체에 대해 상기 결절과 함께 이동하게 병진이동하도록 구성되어 상기 신연 아암이 상기 전진 본체에 대해 사전결정된 거리만큼 이동하도록 하는, TTA 전진 조립체.

청구항 34

제32항에 있어서, 상기 각도 조절 부재는 상기 각도 조절 부재가 상기 절골술 부위에 대해 상기 사전결정된 전진 각도로 배향될 때를 결정하도록 구성되는 각도 눈금자를 포함하는, TTA 전진 조립체.

청구항 35

제32항에 있어서, 상기 전진 본체는 지그로서 구성되는, TTA 전진 조립체.

청구항 36

제32항에 있어서, 상기 접촉 부재는 실질적으로 평면인 구성을 한정하는, TTA 전진 조립체.

청구항 37

제36항에 있어서, 상기 접촉 부재는 블레이드(blade)로서 구성되는, TTA 전진 조립체.

명세서

기술 분야

[0001]

관련 출원과의 상호 참조

[0002]

본 출원은 그 개시 내용이 본 명세서에 전체적으로 참고로 포함된, 2012년 6월 14일자로 출원된 미국 가출원 제 61/659,655호의 이익을 주장한다.

[0003]

본 출원은 일반적으로 결손 무릎 관절(stifle)을 안정시키기 위한 시스템, 장치 및 방법에 관한 것으로, 보다 상세하게는 경골 결절 전진(tibial tuberosity advancement) 시술을 수행하기 위한 시스템, 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0004]

도 1을 참조하면, 개 및 고양이와 같은 4족수(quadruped)의 슬관절(knee joint)(20)은 경골(tibia)(22) 및 대퇴골(femur)(24)을 피벗 관계로 연결한다. 슬관절(20)은 해부학적 기능 동안에 관절을 지지하는 다수의 안정화 힘줄 및 인대를 포함한다. 예를 들어, 사람의 전방 십자 인대와 유사한 전십자 인대(cranial cruciate ligament, CCL)가 동물의 체중의 대부분을 지탱하며, 슬관절(20)의 전체적인 안정성에 중요하다. CCL은 경골(22) 및 대퇴골(24)에 부착되고, 일반적으로 경골(22)이 대퇴골(24)에 대해 전방으로 또는 두개골 방향으로(cranially) 활주하는 것을 방지하거나 제한하고, 대퇴골(24)에 대한 경골(22)의 내부 회전뿐만 아니라 슬관절(20)의 과신장(hyperextension)을 추가로 제한한다. 슬관절(20)은 경골(22)과 대퇴골(24) 사이에 배치되는 그리고 충격을 흡수하는 그리고 대퇴골(24)과 경골(22)의 경골 고평부(tibial plateau)(28) 사이에 활주 표면을 제공하는 반달연골(meniscus)(26)을 추가로 포함한다.

[0005]

경골(22)은 경골체(tibial body)(23) 및 경골체(23)로부터 연장되는 결절(30)을 포함한다. 슬개건(patellar

tendon)(32)이 결절(30)과 대퇴골(24) 사이에 고정된다. 도 1에 도시된 바와 같이, 슬개건에 수직하고 경골 고평부(28)를 향해 지향되는, 슬개건(32)을 통해 연장되는 선(27)은 경골 고평부(28)에 의해 대체로 한정되는 평면 내에 놓이고 슬개건(32)과 경골 고평부(28) 사이의 위치에서 선(27)과 교차하는 선(29)에 대해 각도 오프셋된다. 따라서, 개의 흔한 부상인 CCL의 손상 시, 체중이 부상을 입은 슬관절(20)에 인가될 때 경대퇴(tibiofemoral) 전단력으로 인해 슬개 인대(32)는 대퇴골(24)이 경골 고평부(28)를 따라 이동하는 것을 방지하지 못한다. 그 결과, CCL 손상은 흔히 다친 무릎의 절뚝거림, 대퇴골(24)에 가해지는 힘으로 인한 반달연골(26) 손상, 및 퇴행성 관절 질환을 초래한다. 또한, 동물은 부상을 입은 슬관절(20)을 과잉 보상하려는 경향이 있을 수 있으며, 이는 체중-지탱 해부학적 기능 동안에 다른 무릎의 CCL의 파열을 초래할 수 있다.

[0006]

또한 도 2를 참조하면, 경골 결절 전진(tibial tuberosity advancement, TTA)은 손상된 전십자 인대에 의해 영향을 받은 슬관절(20)을 수복하도록 고안된 기술이다. 종래의 TTA는 경골 결절(30)을 경골체(23)로부터 분리시키기 위해 절골술 절단(osteotomy cut)을 수행한 다음에, 경골 결절(30) 및 따라서 또한 슬개건(32)을 경골(22)로부터 이격된 위치로 두개골 방향으로 전진시켜 경골 결절(30)과 경골체(23) 사이에 간극(40)을 한정하는 단계를 포함한다. 예를 들어, TTA 동안에, 경골 결절(30)과 슬개건(32)은 전형적으로, 슬개건(32)에 수직하고 경골 고평부(28)를 향해 지향되는, 슬개건(32)을 통해 연장되는 선(27)이 경골 고평부(28)에 의해 대체로 한정되는 평면 내에 놓이는 선(29)에 또한 실질적으로 평행하도록 그리고 이와 일치할 수 있도록 전진된다. 따라서, 선(27)은 경골 고평부(28)에 의해 한정되는 평면에 실질적으로 평행하거나 이와 일치할 수 있다. 일반적으로, 선(27)은 TTA 전보다 TTA 후에, 선(29) 및 따라서 경골 고평부(28)에 의해 한정되는 평면에 더 평행하거나 이와 일치한다. 이어서 경골 결절(30)이 전진된 위치에서 고정되는데, 이는 체중이 슬관절(20)에 인가될 때 경대퇴 전단력을 상쇄시켜, CCL의 해부학적 기능을 감소시키거나 완전히 우회시킨다.

[0007]

따라서, 계속 도 2를 참조하면, 종래의 TTA 시스템(34)은 전진된 경골 결절(30)과 경골체(23)의 고정을 제공하기 위해 일단부에서 경골(22)에 그리고 타단부에서 전진된 경골 결절(30)에 연결되는 뼈 플레이트(bone plate)(36); 및 뼈 플레이트(36)와는 별개이고, 슬개건(32)의 미골 방향으로(caudally) 지향되는 힘에 대하여 경골 결절(30)과 경골체(23) 사이의 간극(40)을 유지시키기 위해 전진된 경골 결절(30)과 경골체(23) 사이에 배치되어 연결되는 케이지(cage) 형태의 스페이스(spacer)(38)를 포함한다.

[0008]

개에 TTA 기술을 수행하기 위해 다양한 기기, 장치, 시스템 및 방법이 개발되었다. 그러나, 이러한 기기와 임플란트에 대한 개선이 여전히 요망된다.

발명의 내용

[0009]

본 발명은 전진된 결절을 경골체에 대해 전진된 위치에서 유지시키기 위한 TTA 시스템에 관한 것이다. 결절의 전진된 위치는 결절이 경골체와 일체일 때의 제1 위치에 대해 두개골 방향으로(cranially) 그리고 근위 방향으로(proximally) 이격된다. 일 실시예에서, TTA 시스템은 일반적으로 임플란트, 스페이스 및 스페이스 고정 부재를 포함한다. 임플란트는 전진된 결절을 전진된 위치에서 지지하도록 구성되는 근위 단부 부분(proximal end portion), 경골체에 부착되도록 구성되는 원위 단부 부분(distal end portion), 및 근위 단부 부분과 원위 단부 부분 사이에서 연장되는 중간 임플란트 부분을 한정하는 임플란트 본체를 포함한다. 중간 부분은 전진된 결절을 전진된 위치에서 유지시키기에 충분한 양 또는 거리로 근위 단부를 원위 단부 부분에 대해 두개골 방향으로 그리고 근위 방향으로 이격시키도록 형상화된다. 스페이스는 원위 단부 부분 및 근위 단부 부분이 경골체(23) 및 전진된 결절에 각각 부착된 때 전진된 결절과 경골체(23) 사이에 배치되는 간극 내에 끼워맞춤되도록 구성 및 크기 설정된다. 스페이스는 스페이스 본체를 포함하고, 스페이스 본체를 통해 연장되는 슬롯을 한정한다. 스페이스 고정 부재는 전진된 결절에 부착되도록 구성되는 제1 단부 부분, 경골체에 부착되도록 구성되는 제2 단부 부분, 및 제1 단부와 제2 단부 사이에서 연장되는 중간 고정 부분을 포함한다. 중간 고정 부분은 스페이스 고정 부재를 스페이스에 결합시키기 위해 슬롯 내에 적어도 부분적으로 수용되도록 구성 및 크기 설정된다.

[0010]

본 발명은 또한 결절과 경골체 사이에 절골술이 이루어진 후에 결절을 제1 위치로부터 상기 경골체에 대해 전진된 위치로 전진시키도록 구성되는 TTA 전진 조립체에 관한 것이다. 일 실시예에서, TTA 전진 조립체는 경골체에 결합되도록 구성되는 전진 본체, 및 전진 본체에 이동 가능하게 결합되는 신연 아암(distraction arm)을 포함한다. 신연 아암은 결절에 결합되도록 구성되고, 신연 아암은 경골체에 대해 결절과 함께 병진이동하도록 구성되어 신연 아암이 전진 본체에 대해 사전결정된 거리만큼 이동하도록 한다. 사전결정된 거리만큼의 신연 아암의 병진이동은 전진 조립체로 하여금 결절이 제1 위치로부터 전진된 위치로 전진되었다는 표시를 제공하게 한다.

[0011]

일 실시예에서, TTA 전진 조립체는 경골체에 결합되도록 구성되는 전진 본체, 및 전진 본체에 피벗 가능하게 결

합되는 각도 조절 부재를 포함한다. 각도 조절 부재는 피벗 축을 중심으로 전진 본체에 대해 피벗하도록 구성되고, 각도 조절 부재는 절골술에 의해 형성되는 간극 내에 끼워맞춤되도록 구성되는 접촉 부재를 포함한다. 각도 조절 부재는 접촉 부재가 절골술 부위 내에 배치될 때 전진 본체가 절골술 부위에 대해 사전결정된 전진 각도로 배향되도록 전진 본체에 대해 피벗 가능하게 고정되도록 구성된다.

[0012]

본 발명은 또한 결절과 경골체 사이에 절골술이 이루어진 후에 결절을 제1 위치로부터 경골체에 대해 전진된 위치로 전진시키기 위한 TTA 방법에 관한 것이다. 일 실시예에서, TTA 방법은 하기의 단계들 중 하나 이상을 포함한다: a) 전진 본체를, 전진 본체에 이동 가능하게 결합되고 전진 본체에 대해 병진이동하도록 구성되는 신연 아암을 통해, 결절에 결합시키는 단계; b) 전진 본체에 결합되는 접촉 부재를, 절골술 동안에 형성되어 결절과 경골체 사이에 배치되는 간극 내에, 배치하는 단계; c) 신연 아암을 전진 본체에 대해 이동시켜 결절을 제1 위치와 전진된 위치 사이에서 이동시키는 단계.

도면의 간단한 설명

[0013]

전술한 개요뿐만 아니라 바람직한 실시예의 하기의 상세한 설명은, 첨부된 개략 도면과 함께 읽을 때 더 잘 이해된다. 본 발명을 예시하기 위해, 도면은 현재 바람직한 실시예를 도시한다. 그러나, 본 발명은 도면에 개시된 특정 수단으로 한정되지 않는다. 도면에서,

도 1은 개의 건강한 무릎을 예시하는 도면.

도 2는 예를 들어 무릎의 전십자 인대의 손상에 응하여, 도 1에 예시된 무릎 내에 이식된 종래의 경골 결절 전진 시스템의 측면도.

도 3은 스페이서, 스페이서 고정 부재 및 임플란트를 포함하는, 본 발명의 일 실시예에 따른 경골 결절 전진 (TTA) 시스템의 적어도 일부의 사시도.

도 4a는 본 발명의 일 실시예에 따른 스페이서의 사시도.

도 4b는 도 4a에 도시된 스페이서의 정면도.

도 4c는 도 4a에 도시된 스페이서의 평면도.

도 4d는 단면선 4D-4D를 따라 취해진, 도 4a에 도시된 스페이서의 측단면도.

도 4e는 단면선 4D-4D를 따라 취해진, 도 4a에 도시된 스페이서의 단면도.

도 4f는 일 실시예에 따른 스페이서의 사시도.

도 4g는 다른 실시예에 따른 스페이서의 사시도.

도 4h는 다른 실시예에 따른 스페이서의 사시도.

도 4i는 다른 실시예에 따른 스페이서의 사시도.

도 4j는 다른 실시예에 따른 스페이서의 사시도.

도 4k는 다른 실시예에 따른 스페이서의 사시도.

도 4l은 다른 실시예에 따른 스페이서의 사시도.

도 5a는 도 3에 도시된 스페이서 고정 부재의 사시도.

도 5b는 다른 실시예에 따른 스페이서 고정 부재의 사시도.

도 6a는 다른 실시예에 따른 스페이서, 도 5b에 도시된 스페이서 고정 부재 및 체결구의 분해 사시도.

도 6b는 서로 연결된 도 6a에 도시된 스페이서, 스페이서 고정 부재 및 체결구의 사시도.

도 6c는 도 6a에 도시된 스페이서의 정면도.

도 7a는 일 실시예에 따른 스페이서 및 체결구의 사시도.

도 7b는 도 7a에 도시된 스페이서 및 체결구의 정면도.

도 8a는 경골체에 대한 결절의 전진을 안내하도록 구성되고 전진된 결절과 경골체에 결합된 안내 조립체, 도 3

에 도시된 스페이서, 도 3에 도시된 스페이서 고정 부재, 및 도 3에 도시된 임플란트의 사시도.

도 8b는 도 8a에 도시된 안내 조립체의 사시도.

도 8c는 도 8a에 도시된 안내 조립체의 분해 사시도.

도 9는 경골체에 대한 결절의 길이방향 및 각도 전진을 결정하기 위한 공통 접선 방법의 개략도.

도 10a는 다른 실시예에 따른 임플란트의 상부 후방 사시도.

도 10b는 도 10a에 도시된 임플란트의 저부 전방 사시도.

도 10c는 제1 배향에서의 도 10a에 도시된 임플란트의 좌측면도.

도 10d는 도 10a에 도시된 임플란트의 우측면도.

도 10e는 제2 배향에서의 도 10a에 도시된 임플란트의 좌측면도.

도 10f는 도 10a에 도시된 임플란트의 평면도.

도 10g는 도 10a에 도시된 임플란트의 저면도.

도 10h는 선 10H의 방향으로의 도 10f에 도시된 임플란트의 정면도.

도 10i는 선 10I의 방향으로의 도 10f에 도시된 임플란트의 배면도.

도 11a는 다른 실시예에 따른 임플란트의 상부 후방 사시도.

도 11b는 도 11a에 도시된 임플란트의 저부 전방 사시도.

도 11c는 제1 배향으로의 도 11a에 도시된 임플란트의 좌측면도.

도 11d는 도 11a에 도시된 임플란트의 우측면도.

도 11e는 제2 배향의 도 11a에 도시된 임플란트의 좌측면도.

도 11f는 도 11a에 도시된 임플란트의 평면도.

도 11g는 도 11a에 도시된 임플란트의 저면도.

도 11h는 선 11H의 방향으로의 도 11f에 도시된 임플란트의 정면도.

도 11i는 선 11I의 방향으로의 도 11f에 도시된 임플란트의 배면도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0014]

오직 편의를 위해 하기의 설명에서 소정 용어가 사용되며, 제한적이지 않다. 단어 "우측", "좌측", "하부" 및 "상부"는 참조하는 도면에서 방향들을 가리킨다. 단어 "내측으로(medially)" 및 "외측으로(laterally)"는 신체 를 통해, 예를 들어 개의 몸체의 머리부터 꼬리까지 연장되는 정중선(midline)을 향하는 방향 및 그로부터 멀어 지는 방향을 각각 지칭한다. 단어 "근위" 및 "원위"는 외지(appendage)가 몸체의 나머지에 연결되는 곳을 향하 는 방향 또는 그로부터 멀어지는 방향을 지칭한다. 단어 "전측(anterior)", "후측(posterior)", "등측 (dorsal)", "복측(ventral)" 및 관련 단어 및/또는 문구는 참조하는 개의 몸체에서의 바람직한 위치 및 배향을 가리키며, 제한적인 것으로 의도되지 않는다. 예를 들어, "전측" 및 "후측"은 머리에 더 근접한 위치 및 꼬리 에 더 근접한 위치를 지칭한다. 한편, "등측" 및 "복측"은 척주에 더 근접한 위치 및 배에 더 근접한 위치를 각각 지칭한다. 용어는 위에 열거된 단어, 그 파생어 및 유사한 의미의 단어들을 포함한다. 예를 들어, 도 8a 에 도시된 바와 같이, 화살표(60)는 근위, 등측 또는 상향 방향을 나타낼 수 있다. 화살표(62)는 원위, 복측 또는 하향 방향을 나타낼 수 있다. 화살표(64)는 전방(front), 두측(cranial) 또는 전측 방향을 나타낼 수 있 다. 화살표(66)는 미측(caudal), 후방 또는 후측 방향을 나타낼 수 있다. 화살표(68)는 외측 또는 멀어지는 방향을 나타낼 수 있다. 화살표(70)는 내측 또는 접근 방향을 나타낼 수 있다.

[0015]

도 3을 참조하면, 경골 결절 전진(TTA) 시스템(100)은 4족수의 전십자 인대-결손 무릎 관절을 안정시키도록 구 성될 수 있다. 일 실시예에서, TTA 시스템(100)은 4족수를 위한, 경골 결절 전진(TTA) 임플란트와 같은 임플란 트(104)를 포함한다. 임플란트(104)는 뼈 플레이트(108)와 같은 뼈 고정 부재(106)로서 구성될 수 있다. 도시 된 실시예에서, 임플란트(104)는 근위 단부 부분(112), 대향하는 원위 단부 부분(114), 및 근위 단부 부분(11

2)과 원위 단부 부분(114) 사이에 배치되는 중간 임플란트 부분(116)을 포함하는 임플란트 본체(110)를 포함한다.

[0016] 임플란트 본체(110)의 근위 단부 부분(112)은 제1 위치로부터 전진된 위치로 경골체(23)에 대해 두개골 방향으로 일 방향으로 슬개건(32)(도 1에 도시됨)과 함께 전진되어 있는 결절(30)에 부착되도록 구성될 수 있다. 임플란트 본체(110)의 원위 단부 부분(114)은 경골체(23)에 부착되도록 구성될 수 있다. 슬개건(32)이 해부학적 부착 위치(43)에서 결절(30)에 부착된다는 것과, 결절(30)이 부착 위치(43)의 미측 위치에서 경골체(23)로부터 절제되어서 분리되어, 부착 위치(43)를 포함한 슬개건(32)이 분리된 결절(30)과 함께 제1 위치로부터 전진된 위치로 전진될 수 있는 것을 알아야 한다. 근위 단부 부분(112), 원위 단부 부분(114) 및 중간 임플란트 부분(116)은 집합적으로 일체식 구조체(monolithic structure)일 수 있다. 대안적으로, 근위 단부 부분(112), 원위 단부 부분(114) 및 중간 임플란트 부분(116)은 임플란트 본체(110)를 형성하도록 서로 연결되는 별개의 구성요소들일 수 있다.

[0017] 근위 단부 부분(112)은 결절(30)에 대한 임플란트(104)의 부착을 용이하게 하기 위해 결절(30)의 내측 표면 또는 외측 표면에 정합하도록 윤곽 형성 및 구성될 수 있다. 또한, 근위 단부 부분(112)은 체결구 구멍들과 같은 하나 이상의 부착 위치들을 포함한다. 도시된 실시예에서, 임플란트 본체(110)의 근위 단부 부분(112)은 4개의 체결구 구멍(118a, 118b, 118c, 118d)들을 포함한다. 그러나, 근위 단부 부분(112)은 보다 많거나 보다 적은 체결구 구멍들을 포함할 수 있다. 체결구 구멍들의 특정 개수와 관계없이, 각각의 체결구 구멍(118a, 118b, 118c, 118d)은 임플란트 본체(110)를 통해 연장되고, 임플란트(104)를 결절(30)에 부착시킬 수 있는, 뼈 앵커(bone anchor)와 같은 체결구(120)를 수용하도록 구성 및 크기 설정된다.

[0018] 적합한 체결구(120)의 예는 뼈 스크루, 못, 핀(pin), 및 임플란트(104)를 결절(30)에 부착시키도록 구성되는 임의의 다른 장치를 포함하지만 이로 한정되지 않는다. 예를 들어, 체결구 구멍(118a, 118b, 118c, 118d)은 뼈 스크루를 수용하도록 구성되는 나사형성된(threaded) 구멍일 수 있다. 또한, 체결구 구멍(118a, 118b, 118c, 118d)은 나사형성된 원추형 헤드를 갖는 뼈 스크루를 수용하도록 구성되는 원추형 나사 구멍일 수 있다. 체결구 구멍(118a, 118b, 118c, 118d)을 통한 체결구(120)의 삽입은 근위 단부 부분(112)이 결절(30)에 부착되게 한다. 체결구 구멍(118a, 118b, 118c, 118d)들은 서로 이격될 수 있고, 임플란트(104)가 전진된 결절(30)에 부착될 때 결절(30)의 연장 방향에 실질적으로 평행하게 연장되는 제1 길이방향 축(L1)을 따라 실질적으로 정렬될 수 있다. 일 실시예에서, 근위 단부 부분(112)은 길이방향 축(L1)을 따라 길 수 있다.

[0019] 원위 단부 부분(114)은 경골체(23)에 대한 임플란트(104)의 부착을 용이하게 하기 위해 경골체(23)의 내측 표면 또는 외측 표면에 정합하도록 윤곽 형성 및 구성될 수 있다. 또한, 임플란트 본체(110)의 원위 단부 부분(114)은 체결구 구멍들과 같은 하나 이상의 앵커 위치들을 포함할 수 있다. 도시된 실시예에서, 원위 단부 부분(114)은 제1 체결구 구멍(122a) 및 제2 체결구 구멍(122b)을 포함한다. 체결구 구멍(122a, 122b)들 각각은 임플란트(104)를 경골체(23)에 부착시킬 수 있는, 뼈 앵커와 같은 체결구(124)를 수용하도록 구성 및 크기 설정될 수 있다.

[0020] 적합한 체결구(124)의 예는 뼈 스크루, 못, 핀, 및 임플란트(104)를 경골체(23)에 부착시키도록 구성되는 임의의 다른 장치를 포함하지만 이로 한정되지 않는다. 체결구 구멍(122a, 122b)을 통한 체결구(124)의 삽입은 원위 단부 부분(114)이 경골체(23)에 부착되게 한다. 체결구 구멍(122a, 122b)들은 서로 이격되고 제2 길이방향 축(L2)을 따라 실질적으로 정렬될 수 있다. 일 실시예에서, 원위 단부 부분(114)은 제2 길이방향 축(L2)을 따라 길 수 있다. 제2 길이방향 축(L2)은 제1 길이방향 축(L1)으로부터 각도 오프셋될 수 있다.

[0021] 임플란트 본체(110)의 중간 임플란트 부분(116)은 제2 길이방향 축(L2)을 따라 길 수 있다. 대안적으로, 중간 임플란트 부분(116)은 제2 길이방향 축(L2)으로부터 각도 오프셋된 축을 따라 길 수 있다. 도면은 중간 임플란트 부분(116)에서 체결구 구멍과 같은 부착 위치를 도시하지 않지만, 중간 임플란트 부분(116)이 하나 이상의 체결구 구멍들 또는 임의의 다른 적합한 부착 특징부를 포함할 수 있다는 것이 구상된다. 중간 임플란트 부분(116)은 근위 단부 부분(112)과 원위 단부 부분(114) 사이에서 연장되고, 결절(30)을 전진된 위치에서 유지시키기 위해 충분한 양 또는 거리로 근위 단부 부분(112)을 원위 단부 부분(114)에 대해 두개골 방향으로 이격시키도록 향상화된다.

[0022] TTA 시스템(100)은 결절(23)이 전진된 위치에 있을 때 경골체(23)와 결절(30) 사이의 거리를 유지시키도록 구성되는 스페이서(102)를 추가로 포함할 수 있다. 스페이서(102)는 경골체(23)와 전진된 결절(30) 사이에 한정되는 절골술 간극(40) 내에 적어도 부분적으로 끼워맞춤되도록 구성 및 크기 설정될 수 있다. 도시된 실시예에서, 스페이서(102)는 상세히 후술되는 바와 같은 케이지(cage)(126)로서 구성될 수 있다.

- [0023] 스페이스(102) 외에도, TTA 시스템(100)은 스페이스(102)를 경골체(23)와 전진된 결절(30)에 결합시켜 스페이스(102)를 절골술 간극(40) 내에 고정시키도록 구성되는 스페이스 고정 부재(128)를 포함할 수 있다. 아래에서 상세히 논의되는 바와 같이, 스페이스 고정 부재(128)는 뼈 플레이트(130)로서 구성될 수 있다. 뼈 플레이트(130)의 적어도 일부분은 스페이스(102)를 통해 삽입되도록 구성 및 크기 설정될 수 있다. 스페이스 고정 부재(128)는 플레이트 본체로 또한 지칭되는 본체(134)를 포함한다. 스페이스 고정 부재(128)의 본체(134)는 길 수 있고, 제1 단부 부분(138), 제2 단부 부분(140), 및 제1 단부 부분(138)과 제2 단부 부분(140) 사이에 배치되는 중간 고정 부분(142)(도 5a에 도시됨)을 한정할 수 있다.
- [0024] 제1 단부 부분(138)은 전진된 결절(30)에 부착되도록 구성될 수 있다. 이를 위해, 제1 단부 부분(138)은 전진된 결절(30)의 외측 표면 또는 내측 표면에 정합하도록 윤곽 형성 및 구성될 수 있으며, 체결구 구멍(132)들과 같은 하나 이상의 부착 위치들을 포함할 수 있다. 체결구 구멍(132)은 스페이스 고정 부재(128)를 전진된 결절(30)에 부착시킬 수 있는, 뼈 앵커와 같은 체결구(136)를 수용하도록 구성 및 크기 형성될 수 있다. 적합한 체결구(136)는 뼈 스크루, 못, 핀, 또는 제1 단부 부분(138)을 전진된 결절(30)에 부착시킬 수 있는 임의의 다른 체결구(136)를 포함하지만 이로 한정되지 않는다.
- [0025] 본체(134)의 제2 단부 부분(140)은 경골체(23)에 부착되도록 구성된다. 이를 위해, 제2 단부 부분(140)은 경골체(23)의 외측 표면 또는 내측 표면에 정합하도록 윤곽 형성 및 구성될 수 있으며, 체결구 구멍(144)들과 같은 하나 이상의 부착 위치들을 포함할 수 있다. 도시된 실시예에서, 제2 단부 부분(140)은 단지 하나의 체결구 구멍(144)만을 포함하지만; 제2 단부 부분(140)이 하나 초과와 체결구 구멍(144)을 한정할 수 있다는 것이 구상된다. 체결구 구멍(144)은 뼈 앵커와 같은 체결구(136)를 수용하도록 구성 및 크기 설정될 수 있다. 체결구(136)의 예는 뼈 스크루, 못, 핀, 또는 제2 단부 부분(140)을 경골체(23)에 부착시킬 수 있는 임의의 다른 장치를 포함하지만 이로 한정되지 않는다.
- [0026] 중간 고정 부분(142)은, 제1 단부 부분(138)이 전진된 결절(30)에 부착되고 제2 단부가 경골체(23)에 부착될 때, 스페이스(102)를 절골술 간극(40) 내에 고정시키기 위해 스페이스(102)의 개구, 예를 들어 슬롯을 통해 삽입되도록 구성된다. 도시된 실시예에서, 중간 고정 부분(142)은 상세히 후술되는 바와 같이 실질적으로 평면인 구성을 가질 수 있다. 제1 단부 부분(138), 제2 단부 부분(140) 및 중간 고정 부분(142)은 일체식 구조체일 수 있다. 대안적으로, 제1 단부 부분(138), 제2 단부 부분(140) 및 중간 고정 부분(142)은 서로 연결되는 별개의 구성요소들일 수 있다. 중간 고정 부분(142)은 아래에서 논의되는 바와 같이 스페이스(102)의 슬롯 내에 끼워맞춤되도록 구성되는 실질적으로 평면인 구성을 한정할 수 있다.
- [0027] 도 4a 내지 도 4e를 참조하면, 스페이스(102)는 절골술 간극(40) 내에 끼워맞춤되도록 구성 및 크기 설정되는 스페이스 본체(148)를 포함할 수 있다. 스페이스 본체(148)는 길이방향(150)을 따라 길 수 있고, 제1 길이방향 단부(152) 및 길이방향(150)을 따라 제1 길이방향 단부(152)로부터 이격되는 제2 길이방향 단부(154)를 한정할 수 있다. 또한, 스페이스 본체(148)는 제1 측방향 단부(156) 및 측방향(160)을 따라 제1 측방향 단부(156)로부터 이격되는 제2 측방향 단부(158)를 한정한다. 측방향(160)은 길이방향(150)에 실질적으로 수직이다.
- [0028] 구체적으로, 스페이스 본체(148)는 제1 횡방향 단부(164) 및 횡방향(162)을 따라 제1 횡방향 단부(164)로부터 이격되는 제2 횡방향 단부(166)를 구비할 수 있다. 횡방향(162)은 길이방향(150)과 측방향(160)에 실질적으로 수직이다. 도시된 실시예에서, 스페이스 본체(148)는 그의 폭이 횡방향(162)으로 증가하도록 실질적으로 부분적인 웨지(wedge) 형상을 한정할 수 있다. 스페이스 본체(148)의 폭은 제1 측방향 단부(156)와 제2 측방향 단부(158) 사이에서 한정된다. 도시된 실시예에서, 스페이스 본체(148)는 제2 횡방향 단부(166)에서의 제2 폭(W2)보다 큰 제1 횡방향 단부(164)에서의 제1 폭(W1)을 한정할 수 있다. 스페이스 본체(148)의 웨지-형상은 절골술 간극(40)이 실질적으로 웨지 형상을 갖기 때문에 절골술 간극(40) 내에서의 스페이스(102)의 삽입과 위치 설정을 용이하게 한다.
- [0029] 스페이스(102)는 제1 길이방향 단부(152)로부터 제2 길이방향 단부(154)까지 스페이스 본체(148)를 통해 연장되는 개구(168)를 추가로 포함할 수 있다. 따라서, 개구(168)는 길이방향(150)을 따라 길 수 있다. 개구(168)는 구멍으로서 구성될 수 있고, 뼈 이식편(bone graft), 또는 뼈 성장을 촉진시킬 수 있는 임의의 다른 천연 또는 합성 재료를 수용하도록 구성된다. 그러나, 개구(168)는 반드시 뼈 이식편 또는 임의의 다른 뼈 성장재로 충전될 필요는 없다. 개구(168)는 스페이스(102)가 절골술 간극(40) 내에 배치될 때 자연 뼈 성장을 허용하기 위한 개방 공간을 제공한다. 자연 뼈 성장 동안에, 자연 뼈가 성장할 수 있고, 스페이스(102)가 절골술 간극(40) 내에 배치될 때 개구(168)의 적어도 일부분을 충전할 수 있다.
- [0030] 스페이스(102)는 제1 측방향 단부(156)로부터 제2 측방향 단부(158)까지 스페이스 본체(148)를 통해 연장되는

제1 슬롯(170)을 추가로 한정한다. 따라서, 제1 슬롯(170)은 측방향(160)을 따라 길 수 있다. 제1 슬롯(170)은 제2 길이방향 단부(154)보다 제1 길이방향 단부(152)에 더 근접하게 위치되고, 스페이서(102)를 빼 고정 부재(128)에 결합시키기 위해 스페이서 고정 부재(128)의 적어도 일부분을 수용하도록 구성 및 크기 설정된다. 도시된 실시예에서, 제1 슬롯(170)은 길이방향(150)에 실질적으로 수직인 평면을 한정할 수 있다. 중간 고정 부재(142)는 스페이서(102)의 슬롯(170) 내에 끼워맞춤되도록 구성됨으로써 스페이서(102)를 스페이서 고정 부재(128)에 결합시키도록 실질적으로 평면인 구성을 가질 수 있다.

[0031]

제1 슬롯(170)에 더하여, 스페이서(102)는 제1 측방향 단부(156)로부터 제2 측방향 단부(158)까지 스페이서 본체(148)를 통해 연장되는 적어도 하나의 제2 슬롯(172)을 포함한다. 도시된 실시예에서, 스페이서(102)는 길이방향(150)을 따라 서로 이격되는 복수의 제2 슬롯(172)들을 한정한다. 제2 슬롯(172)들 중 적어도 하나는 제1 길이방향 단부(152)보다 제2 길이방향 단부(154)에 더 근접하게 위치된다. 제2 슬롯(172)들 각각은 길이방향(150)에 대해 비스듬한 각도로 배향되는 평면을 한정한다. 사용 시, 제2 슬롯(172)은 뼈 이식편, 또는 뼈 성장을 촉진시킬 수 있는 임의의 다른 천연 또는 합성 재료를 수용하도록 구성된다. 제2 슬롯(172)은 반드시 뼈 이식편 또는 임의의 다른 뼈 성장제로 충전될 필요는 없다. 오히려, 제2 슬롯(172)은 스페이서(102)가 절골술 간극(40) 내에 배치될 때 자연 뼈 성장을 허용하기 위한 개방 공간을 제공한다.

[0032]

자연 뼈 성장 동안에, 자연 뼈가 성장할 수 있고, 스페이서(102)가 절골술 간극(40) 내에 배치될 때 제2 슬롯(172)의 적어도 일부분을 충전할 수 있다. 제2 슬롯(172)은 또한 스페이서(102)를 절단하는 것을 용이하게 한다. 아래에서 상세히 논의되는 바와 같이, 스페이서(102)는 길이방향(150)을 따른 제1 길이방향 단부(152)와 제2 길이방향 단부(154) 사이의 거리에 의해 한정되는 스페이서의 길이(174)를 감소시키도록 절단될 수 있다. 작동 시, 스페이서(102)의 길이(174)는 스페이서(102)가 절골술 간극(40) 내에 적당하게 끼워맞춤될 수 있도록 단축되어야 할 수 있다. 이를 위해, 제2 슬롯(172)들 각각은 톱과 같은 절단 공구의 적어도 일부분을 수용하도록 구성 및 크기 설정될 수 있다. 작동 시, 톱은 슬롯(172)들 중 하나를 통해 삽입되어 스페이서(102)를 절단함으로써 스페이서의 길이(174)를 단축시킬 수 있다. 스페이서(102)는 또한 톱과 같은 절단 공구로 절단될 수 있는 재료로 부분적으로 또는 완전히 제조될 수 있다. 스페이서(102)는 또한 복수의 타인(tine)(173)들을 포함할 수 있다. 타인(173)들 중 적어도 일부는 2개의 슬롯(172)들 사이에 배치된다. 타인(173)들은 실질적으로 평면인 구성을 가질 수 있다. 도시된 실시예에서, 타인(173)은 길이방향(150)에 대해 비스듬히 기울어져 있다. 스페이서(102)는 폴리에테르에테르케톤(PEEK)과 같은 임의의 적합한 생체적합성 재료로 부분적으로 또는 완전히 제조될 수 있다.

[0033]

도 4f 내지 도 4l을 참조하면, TTA 시스템(100)은 상이한 크기의 스페이서들을 포함하는 키트의 일부일 수 있다. 따라서, 키트는 상이한 길이, 높이 및 폭을 갖는 스페이서들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 키트는 스페이서(102a, 102b, 102c, 102d, 102e, 102f, 102g)들을 포함할 수 있다. 이들의 치수를 제외하고는, 스페이서(102a, 102b, 102c, 102d, 102e)들은 도 4a 내지 도 4e에 관하여 기술된 스페이서(102)와 실질적으로 유사하다. 따라서, 스페이서(102g, 102f)들은 도 4a 내지 도 4e에 관하여 기술된 스페이서(102)와 실질적으로 유사하지만; 크기 제한으로 인해, 스페이서(102g, 102f)들은 스페이서(102)의 개구(168)와 같은 개구를 포함하지 않는다. 또한, 스페이서(102g, 102f)들은 도 4a 내지 도 4e에 관하여 기술된 스페이서(102)보다 작다.

[0034]

도 5a를 참조하면, 스페이서 고정 부재(128)는 스페이서(102)를 절골술 간극(40) 내에 고정시키기 위해 스페이서(102)를 경골체(23)와 전진된 결절(30)에 결합시키도록 구성된다. 도시된 실시예에서, 스페이서 고정 부재(128)는 뼈 플레이트(130)로서 구성될 수 있고, 스페이서(102)의 제1 슬롯(170) 내에 부분적으로 끼워맞춤되도록 구성 및 크기 설정되는 본체(134)를 포함한다. 본체(134)는 또한 플레이트 본체로 또한 지칭될 수 있다. 또한, 본체(134)는 제1 단부 부분(138), 제2 단부 부분(140), 및 제1 단부 부분(138)과 제2 단부 부분(140) 사이에 배치되는 중간 고정 부분(142)을 한정할 수 있다.

[0035]

제1 단부 부분(138)은 길이방향 축(176)을 따라 길 수 있고, 전진된 결절(30)에 부착되도록 구성될 수 있다. 스페이서 고정 부재(128)와 전진된 결절(30) 사이의 부착을 용이하게 하기 위해, 제1 단부 부분(138)은 전진된 결절(30)의 외측 표면 또는 내측 표면에 정합하도록 윤곽 형성 및 구성될 수 있으며, 체결구 구멍(132)들과 같은 하나 이상의 부착 위치들을 포함할 수 있다. 체결구 구멍(132)은 위에서 논의된 바와 같이 체결구(136)를 수용하도록 구성 및 크기 설정될 수 있다. 도시된 실시예에서, 제1 단부 부분(138)은 복수의 체결구 구멍(132)들을 한정한다. 복수의 체결구 구멍(132)들은 사용자가 제1 단부 부분(138)을 따라 상이한 부착 위치들에서 스페이서 고정 부재(128)를 전진된 결절(30)에 부착시키게 한다. 그러나, 제1 단부 부분(138)이 단지 하나의 체결구 구멍(132)만을 한정할 수 있다는 것이 고려된다.

- [0036] 중간 고정 부분(142)은 길이방향 축(176)을 따라 길 수 있고, 뼈 앵커와 같은 체결구를 수용하도록 구성되는 적어도 하나의 체결구 구멍(178)을 한정할 수 있다. 필요하다면, 스페이서 고정 부재(128)는 이를 단축시키도록 절단될 수 있고, 스페이서 고정 부재(128)를 경골체(23)에 결합시키기 위해 체결구가 체결구 구멍(178)을 통해 경골체(23) 내로 삽입될 수 있다. 위에서 논의된 바와 같이, 중간 고정 부분(142)의 적어도 일부가 스페이서 고정 부재(128)를 스페이서(102)에 결합시키기 위해 제1 슬롯(170) 내로 삽입되도록 구성될 수 있다.
- [0037] 제2 단부 부분(140)은 길이방향 축(176)에 대해 각도 오프셋되는 길이방향 축(178)을 따라 길 수 있다. 일 실시예에서, 제2 단부 부분(140)은 경골체(23)의 외측 또는 내측 표면에 정합하도록 윤곽 형성 및 구성될 수 있다. 스페이서 고정 부재(128)와 경골체(23) 사이의 부착을 용이하게 하기 위해, 제2 단부 부분(140)은 체결구 구멍(144)들과 같은 하나 이상의 부착 위치들을 포함할 수 있다. 도시된 실시예에서, 제2 단부 부분(140)은 단지 하나의 체결구 구멍(144)만을 한정한다. 그러나, 제2 단부 부분(140)은 하나 초과와 체결구 구멍(144)을 포함할 수 있다. 위에서 논의된 바와 같이, 스페이서 고정 부재(128)를 경골체(23)에 결합시키기 위해 체결구가 체결구 구멍(144)을 통해 경골체(23) 내로 삽입될 수 있다.
- [0038] 도 5b를 참조하면, 스페이서 고정 부재(128a)의 다른 실시예가 도 5a에 관하여 전술된 스페이서 고정 부재(128)와 실질적으로 유사하다. 그러나, 이 실시예에서, 제2 단부 부분(140a)은 중간 고정 부분(142a)에 연결되고 길이방향 축(177a)을 따라 긴 제1 섹션(141a)을 포함한다. 길이방향 축(177a)은 길이방향 축(176a)에 실질적으로 수직일 수 있다. 제2 단부 부분(140a)은 길이방향 축(179a)을 따라 긴 제2 섹션(143a)을 추가로 포함한다. 길이방향 축(179a)은 길이방향 축(177a)과 길이방향 축(176a)에 대해 각도 오프셋될 수 있다. 작동 시, 스페이서 고정 부재(128a)의 제2 단부 부분(140a)은 경골체(23)의 외측 표면 또는 내측 표면에 대한 스페이서 고정 부재(128a)의 연결을 용이하게 하기 위해 그 외측 또는 내측 표면에 정합하도록 윤곽 형성 및 구성될 수 있다.
- [0039] 도 6a 내지 도 6c를 참조하면, 다른 실시예에 따른 스페이서(202)가 절결(30)을 경골체(23)에 대해 전진된 위치에서 유지시키기 위해 절골술 간극(40) 내에 위치될 수 있다. 스페이서(202)는 폴리에테르에테르케톤(PEEK) 또는 임의의 다른 적합한 재료로 부분적으로 또는 완전히 제조될 수 있는 스페이서 본체(248)를 포함할 수 있다. 스페이서 본체(248)는 상부 표면(203) 및 반대편의 하부 표면(205)을 한정한다. 상부 표면(203)은 횡방향(262)을 따라 하부 표면으로부터 이격된다. 스페이서 본체(248)는 전방 표면(207) 및 반대편의 후방 표면(209)을 포함할 수 있다. 후방 표면(209)은 길이방향(250)을 따라 전방 표면(207)으로부터 이격될 수 있다. 스페이서 본체(248)는 제1 측방향 표면(211)과 제2 측방향 표면(213)을 한정할 수 있다. 제2 측방향 표면(213)은 측방향(260)을 따라 제1 측방향 표면(211)으로부터 이격될 수 있다.
- [0040] 스페이서(202)는 스페이서 본체(248)의 하부 표면 내로 연장되는 복수의 슬롯(272)들을 추가로 한정한다. 슬롯(272)들은 측방향(260)을 따라 서로 이격될 수 있다. 슬롯(272)들 각각은 횡방향(262)을 따라 길 수 있다. 또한, 슬롯(272)들 각각은 전방 표면(207)으로부터 후방 표면(209)까지 스페이서 본체(248)를 통해 연장될 수 있다. 스페이서(202)가 절골술 간극(40) 내에 배치될 때, 슬롯(272)은 뼈 성장을 허용하기 위한 개방 공간을 제공한다. 슬롯(272)은 또한 스페이서의 길이를 단축시키기 위하여 스페이서(202)의 절단을 용이하게 한다. 게다가, 임의의 적합한 천연 또는 합성 뼈 성장 재료가 스페이서(202)가 절골술 간극(40) 내에 배치될 때 뼈 성장을 촉진시키기 위해 슬롯(272) 내에 배치될 수 있다. 슬롯(272)은 또한 스페이서(202)의 절단을 용이하게 한다. 위에서 논의된 바와 같이, 스페이서(202)는 절골술 간극(40) 내에 적당하게 끼워맞춤되도록 필요하다면 절단될 수 있다. 예를 들어, 스페이서(202)를 절단하여 스페이서(202)를 측방향(260)을 따라 단축시키기 위해 절단 공구가 슬롯(272)들 중 하나를 통해 삽입될 수 있다.
- [0041] 스페이서 본체(248)는 측방향(260)을 따라 서로 이격되는 복수의 탄성 타인(275)들을 포함할 수 있다. 각각의 탄성 타인(275)은 2개의 슬롯(272)들 사이에 배치된다. 탄성 타인(275)은, 스페이서(202)가 절골술 간극(40) 내에 배치될 때 스페이서 본체(248)가 측방향(260)을 따라 압축되게 하여 스페이서 본체(248)의 적어도 일부가 절골술 간극(40)의 형상에 정합하게 한다. 탄성 타인(275)들은 또한 아치형 저부 하부 표면(205)을 한정하도록 상이한 길이들을 가질 수 있다. 특히, 탄성 타인(275)들은 스페이서(202)가 절골술 간극(40) 내에 배치될 때 절골술 간극(40)의 형상에 정합하도록 타인(275)들이 서로에 대향하여 압축되게 하는 오목한 하부 표면(205)을 한정할 수 있다.
- [0042] 스페이서(202)는 측방향(260)을 따라 스페이서 본체(248) 내로의 하나 이상의 구멍(270)들을 추가로 포함할 수 있다. 도시된 실시예에서, 구멍(270)은 측방향(260)을 따라 제1 측방향 표면(211)으로부터 제2 측방향 표면(213)까지 스페이서 본체(248)를 통해 연장된다. 스페이서(202)가 절골술 간극(40) 내에 배치될 때, 구멍(270)은 뼈 성장을 촉진시키기 위한 개방 공간을 제공한다. 구멍(270)에 더하여, 스페이서(202)는 상부 표면(203)

내로 연장되는 하나 이상의 리지(ridge)(273)들을 한정할 수 있다. 도시된 실시예에서, 리지(273)들은 측방향(260)을 따라 서로 이격될 수 있다. 리지(273)는 길이방향(250)을 따라 길 수 있다. 작동 시, 톱과 같은 절단 공구가 리지(273)들 중 하나 내로 삽입되어 스페이서(202)를 절단할 수 있다. 따라서, 리지(273)들은 스페이서(202)의 절단을 용이하게 한다. 리지(273)는 또한 스페이서(202)가 휘어지도록 허용한다.

[0043]

스페이서(202)는 체결구(133)를 수용하도록 구성 및 크기 설정되는 적어도 하나의 체결구 구멍(215)들을 추가로 한정할 수 있다. 체결구(133)는 스페이서 고정 부재(128a)(또는 임의의 다른 스페이서 고정 부재)를 스페이서(202)에 결합시키도록 구성될 수 있다. 도시된 실시예에서, 체결구(133)는 스크루로서 구성되고, 체결구 구멍(215)은 나사형성된 구멍일 수 있다. 그러나, 체결구(133)가 못, 핀, 또는 스페이서 고정 부재(128a)를 스페이서(202)에 결합시키도록 구성되는 임의의 다른 장치로서 구성될 수 있다는 것이 구상된다. 스페이서 고정 부재(128a)를 스페이서(202)에 결합시키기 위해, 체결구(133)가 스페이서 고정 부재(128a)의 체결구 구멍(132a)들 중 하나를 통해 체결구 구멍(215) 내로 삽입될 수 있다. 위에서 논의된 바와 같이, 스페이서 고정 부재(128a)는 또한 체결구를 통해 전진된 결절(30)과 경골체(23)에 결합될 수 있다.

[0044]

도 7a 및 도 7b를 참조하면, 다른 실시예에 따른 스페이서(302)가 결절(30)을 경골체(23)에 대해 전진된 위치에서 유지시키기 위해 절골술 간극(40) 내에 위치될 수 있다. 스페이서(302)는 스페이서(202)와 실질적으로 유사하다. 그러나, 이 실시예에서, 탄성 타인(375)들은 실질적으로 유사하거나 동일한 길이를 가지며, 따라서 오목한 하부 표면(305)을 한정하지 않는다. 대신에, 하부 표면(205)은 실질적으로 평면인 구성을 가질 수 있다. 또한, 스페이서(302)는 하부 표면(305) 내로 연장되는, 부분 구멍들과 같은 리세스(recess)(371)들을 추가로 한정할 수 있다. 리세스(371)들은 길이방향(350)을 따라 서로 이격될 수 있다. 작동 시, 리세스(371)는 스페이서(302)가 절골술 간극(40) 내에 배치될 때 뼈 성장을 촉진시키기 위한 개방 공간을 제공한다.

[0045]

도 8a 내지 도 8c를 참조하면, TTA 시스템(100)은 또한 경골체(23)에 대한 결절(30)의 전진을 안내하도록 구성되는 TTA 전진 조립체(400)를 포함할 수 있다. 아래에서 상세히 논의되는 바와 같이, 전진 조립체(400)는 결절(30)을 경골체(23)에 대해 전진시키기 위해 사용될 수 있고, 상세히 후술된다. 전진 조립체(400)는 임플란트(104)에 결합되도록 구성되는 전진 부재(402)를 포함하고, 임플란트는 이어서 결절(30)에 결합된다. 구체적으로, 전진 부재(402)는 임플란트(104)의 근위 단부 부분(112)에 결합될 수 있다. 도시된 실시예에서, 전진 부재(402)는 체결구 구멍(118a)에 의해 한정되는 부착 위치에서 임플란트(104)에 결합될 수 있다. 임플란트(104)는 결절(30)과 전진 부재(402)에 부착될 수 있다. 따라서, 전진 부재(402)는 결절(30)을 경골체(23)에 대해 (임플란트(104)를 통해) 전진시키도록 조작될 수 있다.

[0046]

계속해서 도 8a 내지 도 8c를 참조하면, 전진 부재(402)는 지그(jig)(403)로서 구성될 수 있고, 전진 본체(404)를 포함할 수 있다. 전진 본체(404)는 지그 본체 또는 프레임으로서 구성될 수 있다. 그의 구성에 상관없이, 전진 본체(404)는 변위 눈금자(displacement scale)(408)를 안정적으로 수용하도록 구성되는 변위 눈금자 구멍(406)과 같은 부착 위치를 한정한다. 따라서, 전진 조립체(400)는 경골체(23)에 대한 결절(30)의 길이방향 변위를 측정하기 위해 사용될 수 있는 변위 눈금자(408)를 포함할 수 있다. 변위 눈금자(408)는 변위 눈금자 구멍(408)을 통해 전진 본체(404)에 제거 가능하게 부착될 수 있다.

[0047]

변위 눈금자(408)는 경골체(23)에 대한 결절(30)의 길이방향 변위를 측정하기 위해 사용될 수 있는 측정 마킹(412)들을 포함하는 본체(410)를 포함한다. 본체(410)에 더하여, 변위 눈금자(408)는 본체(410)로부터 돌출되는 연결 부재(414)를 포함한다. 연결 부재(414)는 실질적으로 원통형인 본체로서 구성될 수 있고, 변위 눈금자 구멍(406) 내에 제거 가능하게 배치될 수 있다. 연결 부재(414)는 연결 본체(416), 및 연결 본체(416) 주위에 배치되는 링(418)을 포함할 수 있다. 연결 본체(416)는 변위 눈금자 구멍(406) 내에 적어도 부분적으로 수용되도록 구성 및 크기 설정된다. 연결 부재(414)가 변위 눈금자 구멍(406) 내에 적어도 부분적으로 배치될 때, 링(418)은 변위 눈금자 구멍(406)을 한정하는 전진 본체(404)의 내측 표면에 인접함으로써, 연결 부재(414)와 전진 본체(404) 사이의 마찰 끼워맞춤 연결을 확립한다.

[0048]

전진 조립체(400)는 전진 조립체(400)가 결절(30)과 경골체(23)에 결합될 때 결절(30)을 경골체(23)에 대해 이동시키도록 구성되는 길이방향 신연 기구(distraction mechanism)(419)를 추가로 포함할 수 있다. 도시된 실시예에서, 신연 기구(419)는 전진 본체(404)에 이동 가능하게 결합되는 신연 아암(420), 및 노브(knob)(426)와 같은 액추에이터(424)를 포함할 수 있다. 작동 시, 신연 아암(420)은 액추에이터(424)의 작동 시 전진 본체(404)에 대해 이동하도록 구성된다. 따라서, 액추에이터(424)의 작동은 신연 아암(420)이 길이방향 신연축(422)을 따라 전진 본체(404)에 대해 이동하게 한다. 작동 시, 전진 본체(404)에 대한 신연 아암(420)의 이동은 전진 조립체(400)가 결절(30)과 경골체(23)에 결합될 때 결절(30)이 경골체(23)에 대해 이동하게 한다.

- [0049] 위에서 논의된 바와 같이, 액추에이터(424)는 노브(426)로서 구성될 수 있다. 노브(426)는 노브 본체(428)를 포함할 수 있고, 신연 아암(420)의 적어도 일부분을 수용하도록 구성 및 크기 설정되는 나사형성된 구멍(430)을 한정할 수 있다. 나사형성된 구멍(430)은 노브 본체(428)를 통해 연장될 수 있다. 신연 아암(420)은, 신연 아암(420) 주위로의 노브(426)의 회전이 신연 아암(420)을 길이방향 신연축(422)을 따라 노브(426)에 대해 이동시키도록, 나사형성된 구멍(430) 주위에 배치되는 내부 나삿니들과 맞물리도록 구성되는 외부 나삿니(432)들을 포함할 수 있다. 따라서, 신연 아암(420)은 노브(426)의 회전 시 전진 본체(404)에 대해 이동하도록 구성될 수 있다. 신연 아암(420)이 전진 본체(404)에 대해 길이방향으로 이동할 수 있는 반면에, 노브(426)는 전진 본체(404)에 대해 길이방향으로 고정된다.
- [0050] 전진 부재(402)는, 서로 이격되어 노브 채널(434)을 한정하는 제1 부착 프롱(prong)(436) 및 제2 부착 프롱(438)을 포함할 수 있다. 제1 부착 프롱(436)과 제2 부착 프롱(438)은 전진 본체(404)로부터 돌출될 수 있다. 노브 채널(434)은 노브(426)가 노브 채널(434) 내에서 회전하게 하면서 노브(426)를 전진 부재(402)에 대해 길이방향으로 고정시키도록 노브(426)를 수용하도록 구성 및 크기 설정될 수 있다. 노브(426)는 길이방향 신연축(422)을 중심으로 회전하도록 구성될 수 있다. 제1 부착 프롱(436)은 신연 아암(420)의 적어도 일부분을 수용하도록 구성되는 신연 아암 구멍(440)을 한정한다. 신연 아암(402)은 신연 아암 구멍(440)을 통해 활주할 수 있다. 제2 부착 프롱(438)은 신연 아암(420)의 적어도 일부분을 수용하도록 구성 및 크기 설정되는 신연 아암 채널(442)을 한정할 수 있다. 신연 아암(420)은 신연 아암 채널(442)을 통해 활주할 수 있다. 제2 프롱(438)은 또한 제1 정지 부재(444)를 한정할 수 있고, 제1 정지 부재는 전진 부재(402)에 대한 신연 아암(420)의 길이방향 이동을 제한하기 위해 신연 아암(420)의 제2 정지 부재(446)에 인접하도록 구성된다.
- [0051] 신연 아암(420)은 제1 단부(448)와 제2 단부(450)를 한정할 수 있고, 제2 단부(450)는 이어서 예시된 실시예에 도시된 바와 같이 제2 정지 부재(446)를 한정할 수 있다. 제1 단부(448)는 길이방향 신연축(422)을 따라 제2 단부(450)로부터 이격될 수 있다. 신연 아암(420)은 신연 아암(420)의 제2 단부(450)를 통해 연장되는 드릴 안내 구멍(452)을 추가로 한정할 수 있다. 드릴 안내 구멍(452)은 슬리브로서 구성될 수 있는 드릴 안내체(454)를 수용하도록 구성 및 크기 설정될 수 있다. 드릴 안내체(454)는 서로 이격되는 제1 단부(460) 및 제2 단부(462)를 한정하는 드릴 안내체 본체(456)를 포함할 수 있다.
- [0052] 제2 단부(462)는 드릴 안내체(454)를 임플란트(104)에 결합시키기 위해 임플란트(404)의 나사형성된 체결구 구멍(118a)(도 3)과 맞물리도록 구성 및 크기 설정되는 나사형성된 턱(464)을 한정할 수 있다. 나사형성된 턱(464)은 절두 원추형 형상을 가질 수 있다. 드릴 안내체(454)는 제1 단부(460)와 제2 단부(462) 사이에서 드릴 안내체 본체(456)를 통해 연장되는 드릴 안내 개구(458)를 한정할 수 있다. 드릴 안내 개구(458)는 드릴 비트 또는 와이어(466)와 같은 임시 고정 부재를 수용하도록 구성 및 크기 설정될 수 있다. 와이어(466)는 키르쉬너(Kirschner) 와이어일 수 있고, 드릴 안내체(454)가 신연 아암(420)에 결합될 때 전진 조립체(400)를 결절(30)에 결합시키기 위해 드릴 안내 개구(458)를 통해 결절(30) 내로 삽입되도록 구성된다.
- [0053] 전진 조립체(400)는 전진 조립체(400)가 경골체(23)와 결절(30)에 결합될 때 경골체(23)에 대한 결절(30)의 각도 위치를 조절하도록 구성되는 각도 조절 기구(468)를 추가로 포함할 수 있다. 도시된 실시예에서, 각도 조절 기구(468)는 전진 본체(404)에 이동 가능하게 결합되는 각도 조절 부재(470)를 포함할 수 있다. 구체적으로, 각도 조절 부재(470)는 피벗 축(R)을 따라 한정되는 부착 위치를 중심으로 회전하도록 구성된다. 특히, 전진 부재(402)는 구멍(472)과 같은 부착 위치를 한정한다. 구멍(472)은 피벗 축(R)을 따라 전진 본체(404)를 통해 연장되고 회전 액추에이터(474)의 적어도 일부분을 수용하도록 구성되며, 회전 액추에이터(474)가 구멍(472) 내에서 피벗 축(R)을 중심으로 회전하도록 구성되게 한다.
- [0054] 회전 액추에이터(474)는 노브(473)로서 구성될 수 있고, 각도 조절 부재(470)의 부착 부재(480)와 맞물리도록 구성되는 부착 부재(476)를 포함하여, 회전 액추에이터(474)를 각도 조절 부재(470)에 결합시킨다. 부착 부재(476)는 외부 나사형성된 본체(478)로서 구성될 수 있고, 부착 부재(480)는 나사형성된 구멍(482)으로서 구성될 수 있다. 나사형성된 구멍(482)은 회전 액추에이터(474)를 각도 조절 부재(470)에 결합시키기 위해 외부 나사형성된 본체(478)와 맞물리도록 구성될 수 있다. 각도 조절 부재(470)는 각도 눈금자로서 구성될 수 있다.
- [0055] 각도 조절 부재(470)는 또한 회전 액추에이터(474)를 조임으로써 각도 본체(404)에 대해 각도 고정될 수 있다. 예를 들어, 피벗 축(R)을 중심으로 하는 제1 방향으로의 회전 액추에이터(474)의 회전은 외부 나사형성된 본체(478)를 나사형성된 구멍(482) 내에서 조임으로써, 각도 조절 부재(470)를 전진 본체(404)에 대해 각도 고정시킨다. 역으로, 피벗 축(R)을 중심으로 하는 제2 방향(제1 방향의 반대 방향)으로의 회전 액추에이터(474)의 회전은 나사형성된 구멍(482) 내에 배치된 외부 나사형성된 본체(478)를 풀리게 함으로써, 각도 조절 부재(470)가

전진 본체(404)에 대해 피벗 축(R)을 중심으로 회전하게 한다.

- [0056] 각도 조절 부재(470)는 길이방향(486)을 따라 긴 각도 눈금자 본체(484)를 포함한다. 각도 눈금자 본체(484)는 실질적으로 평면인 구성을 가질 수 있고, 제1 눈금자 단부(488)와 제2 눈금자 단부(490)를 한정한다. 제2 눈금자 단부(490)는 길이방향(486)을 따라 제1 눈금자 단부(488)로부터 이격된다. 나사형성된 구멍(482)은 제1 눈금자 단부(488)에 또는 그에 근접하게 위치될 수 있다. 각도 조절 부재(470)는 측방향(492)을 따라 각도 눈금자 본체(484)로부터 돌출되는 접촉 부재(494)를 추가로 포함할 수 있다. 측방향(492)은 길이방향(486)에 실질적으로 수직일 수 있다. 접촉 부재(494)는 실질적으로 평면인 구성을 가질 수 있고, 절골술 간극(40) 내에 배치되도록 구성 및 크기 설정된다. 접촉 부재(494)는 절골술 간극(40) 내에 위치될 때 경골 결절(30), 경골체(23), 또는 둘 모두와 접촉하기에 적합한 브레이스(brace), 블레이드(blade) 또는 임의의 장치될 수 있다.
- [0057] 각도 조절 부재(470)는 제2 눈금자 단부(490)를 따라 배치되는 각도 마킹(491)들을 추가로 포함할 수 있다. 각도 마킹(491)들은 사용자가 전진 본체(404)에 대한 접촉 부재(494)의 각도 배향을 결정하는 데 도움을 준다. 특히, 각도 마킹(491)들은 중심이 부착 부재(480)에 의해 한정되는 원호를 따라 배치된다. 각도 조절 부재(470)는 각도 마킹(491)들에 인접하게 배치되는 복수의 개구 또는 리세스(496)들을 추가로 포함한다. 개구(496)들은 중심이 부착 부재(480)에 의해 한정되는 원호를 따라 서로 이격된다. 개구(496)들 각각은 측방향(492)으로 전진 본체(404)로부터 돌출되는 지주(post)(498)를 수용하도록 구성 및 크기 설정된다. 지주(498)와 개구(496)들 각각 사이의 맞물림은 사용자가 각도 조절 부재(470)의 각도 배향을 사전결정된 증분으로 조절하게 한다.
- [0058] 각도 조절 부재(470)는 측방향(492)을 따라 각도 눈금자 본체(484)를 통해 연장되는 원호형 개구(499)를 추가로 한정한다. 원호형 개구(499)는 중심이 부착 부재(480)에 의해 한정되는 원호를 따라 길 수 있다. 도시된 실시예에서, 원호형 개구(499)는 와이어(497)와 같은 임시 고정 부재를 수용하도록 구성 및 크기 설정된다. 와이어(497)는 키르쉬너 와이어일 수 있고, 원호형 개구(499), 전진 부재(402)의 개구(495)를 통해 그리고 경골 골간(tibial diaphysis)과 같은 경골체(23)의 일부분 내로 삽입되도록 구성되어, 전진 조립체(400)를 경골체(23)에 결합시키게 한다. 위에서 논의된 바와 같이, 전진 부재(402)는 측방향(492)으로 전진 본체(404)를 통해 연장되는 개구(495)를 한정한다. 개구(495)는 원호형 개구(499)와 실질적으로 정렬되고, 와이어(497)를 수용하도록 구성 및 크기 설정될 수 있다. TTA 시스템(100)을 사용하는 동안, 외과 의사와 같은 사용자는 관찰 방향(72)을 따라 TTA 시스템의 작동들을 관찰할 수 있다. 따라서, TTA 시스템(100)을 사용할 때 사용자의 시선은 관찰 방향(72)을 따라 연장된다.
- [0059] 도 9를 참조하면, 경골체(23)에 대한 결절(30)의 길이방향 및 각도 전진을 결정하기 위해 종래의 공통 접선 방법이 사용될 수 있다. 공통 접선 방법은 컴퓨터 내의 프로세서에 의해 수행될 수 있다. 대안적으로, 공통 접선 방법은 투명한 오버레이들을 x-선 필름 위에 배치함으로써 수행될 수 있다. 공통 접선 방법의 일례가 하기의 단계들 중 전부 또는 일부를 포함한다. 우선, 제1 원(502)이 대퇴골(24)의 관절 표면 주위에 그려진다. 제2 원(504)이 경골(22)의 관절 표면 주위에 그려진다.
- [0060] 제1 및 제2 원(502, 504)들은 예를 들어 제1 및 제2 원(502, 504)들이 서로 접하도록 접촉하여야 한다. 이어서, 제1 원(502)의 중심(508)과 제2 원(504)의 중심(510)을 연결하는 선(506)이 그려진다. 다음으로, 공통 접선(common tangent line, CTL)이 그려진다. 선(CTL)은 제1 원(502)과 제2 원(504)에 접하고, 선(506)에 수직하다. 선(CTL)은 경골 고평부(28)의 기울기 및 두측 경골 스러스트(cranial tibial thrust)의 방향을 나타낸다.
- [0061] 다음으로, 슬개건(32)(도 1에 도시됨)의 길이가 측정된다. 슬개건(32)의 길이는 슬개건(32)이 시작되는 슬개골(511)의 원위 극(P)과 슬개건(32)이 삽입되는 결절(30) 내의 위치 사이에서 한정된다. 슬개건(32)이 결절(30) 내로 삽입되는 위치는 본 개시 내용에서 삽입점(I)으로 지칭된다. 이어서, 슬개건(32)의 길이가 거리(PI)로서 기록될 수 있다. 이어서, 목표점(T)을 결정하기 위해 선(512)이 슬개골(511)의 원위 극(P)으로부터 그려진다. 선(512)은 선(CTL)에 수직이고, 거리(PI)와 동일한 길이를 갖는다. 목표점(T)은 TTA 시술이 수행된 후의 결절(30)의 원하는 위치이다. 즉, 경골 결절(30)이 목표점(T)에 고정되는 경우에, 슬관절(20)에 대해 체중이 인가될 때 경대퇴 전단력이 상쇄됨으로써, CCL의 해부학적 기능을 감소시키거나 완전히 우회시킨다.
- [0062] 다음으로, 절골술 선(514)이 식별된다. 절골술 선(514)은 거디씨 결절(Gerdy's Tubercle)(즉, 경골의 외측 결절)과 경골 결절(30)의 원위 면(distal aspect) 사이에 배치될 수 있다. 삽입점(I)으로부터 절골술 선(514)의 최근위 단부까지의 거리(D1)가 측정된다. 삽입점(I)으로부터 절골술 선(514)의 최원위 단부까지의 거리(D2)가 측정된다. 다음으로, 목표점(T)으로부터 삽입점(I)까지 선(TI)이 그려진다. 이어서, 선(TI)이 절골술 선(51

4)까지 연장될 수 있다. 목표점(T)으로부터 삽입점(I)까지의 전진 거리(AD)가 측정된다. 이어서, 선(TI)과 절골술 선(514) 사이의 예각을 측정함으로써 전진 각도(AA)가 결정된다.

[0063]

다음으로, 컴퓨터에서, 임플란트(104)의 올바른 크기를 결정하기 위해 경골(22)과 대퇴골(24)의 가상 표현 위에 임플란트(104)의 가상 모델이 놓여진다. 대안적으로, 임플란트(104)의 크기는 임플란트(104)를 나타내는 오버레이를 경골(22)과 대퇴골(24)의 방사선 사진 위에 배치시킴으로써 결정될 수 있다. 이러한 과정에서, 임플란트(104)의 근위 단부 부분(112)은 절절의 두측 에지에 평행하여야 한다. 또한, 이러한 과정에서, 체결구 구멍(118a)은 선(TI)을 따라 삽입점(I)에 대해 미측으로 사전결정된 거리(예컨대, 약 1 내지 2 밀리미터)에 배치되어야 한다. 전술된 단계들은 수술 전 계획(pre-operative plan)으로서 정의될 수 있다.

[0064]

수술 전 계획의 완료 시, 절골술이 수행될 수 있다. 특히, 절골술은 전술된 수술 전 계획에 따라 경골 절절의 원위 면으로부터 수행될 수 있다. 절골술은 임의의 적합한 절단 공구를 이용하여 이루어질 수 있다. 그러나, 절골술은 경골 절절(30)의 근위 피질로부터 사전결정된 거리(예컨대, 약 3 내지 4 밀리미터)에서 중단된다.

[0065]

도 8a 내지 도 9를 참조하면, 절골술을 부분적으로 수행한 후에, 드릴 안내체(454)가 드릴 안내 구멍(452)을 통해 적어도 부분적으로 삽입된다. 이어서, 드릴 안내체(452)의 제2 단부(462)가 상세히 전술된 바와 같이 임플란트(104)의 체결구 구멍(118a) 내에 고정된다. 이어서, 지주(498)가 사전결정된 전진 각도(AA)와 동일한 마킹과 정렬되도록 각도 조절 부재(470)가 전진 본체(404)에 대해 회전된다. 이어서, 회전 액추에이터(474)를 전술된 바와 같이 나사형성된 구멍(482) 내에 조임으로써 각도 조절 부재(470)가 전진 본체(404)에 대해 고정된다.

[0066]

접촉 부재(494)가 절골술 부위에 삽입되고, 이어서 신연 아암(420)이 수술 전 계획에서 결정된 바와 같은 삽입점(I) 위에 배치될 때까지 블레이드가 절골술 부위 내로 추가로 이동된다. 이어서, 와이어(466)가 전진 조립체(400)와 임플란트(104)를 경골 절절(30)에 고정시키기 위해 드릴 안내체(454)와 체결구 구멍(118a)을 통해 경골 절절(30) 내로 삽입된다. 와이어(466)는 측방향(492)으로 배향되어야 한다. 이어서, 와이어(497)가 전진 조립체(400)를 경골체(23)에 고정시키기 위해 개구(495)와 원호형 개구(499)를 통해 경골 골간과 같은 경골체(23)의 일부분 내로 삽입될 수 있다. 가벼운 저항이 느껴질 때까지 절골술 부위를 압박하기 위해 액추에이터(424)가 신연 아암(420)을 경골체(23)를 향해 이동시키도록 작동된다. 신연 아암(420)은 노브(426)를 제1 방향으로 돌림으로써 경골체(23)를 향해 이동될 수 있다. 이때, 사용자는 변위 눈금자(408)의 마킹(412)과 관련하여 신연 아암(420)의 제1 단부(448)의 위치에 주목함으로써 신연 아암(420)의 시작점을 기록하여야 한다. 이어서, 임플란트(104)가 수술 전 계획에서 결정된 바와 같은 경골 절절(30)의 두측 면과 정렬되고, 임플란트(104)의 회전을 방지하기 위해 체결구가 체결구 구멍들 중 적어도 하나의 체결구 구멍(118b, 118c 또는 118d) 내로 삽입될 수 있다.

[0067]

대안적으로, 하기의 단계들을 수행함으로써 전진 조립체(400)와 임플란트(104)가 경골 절절(30)과 경골체(23)에 결합될 수 있다. 우선, 드릴 안내체(454)와 동일할 수 있는 제2 드릴 안내체가, 드릴 안내체(454)를 임플란트(104)에 결합시키기 위해, 체결구 구멍(118a) 내로 적어도 부분적으로 삽입된다. 이어서, 임플란트(104)가 수술 전 계획에 따라 경골 절절(30) 상에 배치된다. 이어서, 제1 드릴 안내체(454)를 임플란트(104)에 결합된 상태로 남겨 두고 임플란트(104)를 경골 절절(30)에 맞닿은 상태로 유지하면서, 와이어(466)가 드릴 안내체(454)를 통해 경골 절절(30) 내로 삽입된다. 임플란트(104)의 근위 단부 부분(112)이 절절의 두측 에지에 실질적으로 평행하도록 임플란트(104)가 회전된다.

[0068]

이어서, 드릴 안내체(454)와 동일할 수 있는 제2 드릴 안내체가, 제2 드릴 안내체를 체결구 구멍(118d)에서 임플란트(104)에 결합시키기 위해, 체결구 구멍(118d)을 통해 삽입된다. 드릴 비트가 경골 절절(30) 내로 구멍을 드릴링하기 위해 제2 드릴 안내체와 체결구 구멍(118d)을 통해 삽입될 수 있다. 이어서, 로킹 스크루와 같은 체결구가 경골 절절(30) 내의 드릴링된 구멍 내로 삽입된다. 이어서, 각도 조절 부재(470)가 수술 전 계획에서 사전결정된 바와 같은 전진 각도(AA)로 조절된다. 이어서, 전진 본체(404)에 대한 각도 조절 부재(470)의 각도 배향을 고정시키기 위해 노브(473)가 조여진다. 이어서, 제1 드릴 안내체가 임플란트(104)로부터 분리되고, 동물로부터 빼내어진다. 이어서, 와이어(466)가 드릴 안내체 구멍(452) 내에 배치되도록 전진 부재(404)가 와이어(466) 위에서 전진된다. 접촉 부재(494)가 절골술 부위 내로 삽입될 수 있도록 신연 아암(420)이 경골체(23)로부터 멀어지게 이동될 수 있다. 이어서, 접촉 부재(494)가 절골술 부위에 삽입된다. 다음으로, 와이어(497)가 개구(495)와 원호형 개구(499)를 통해 경골 골간과 같은 경골체(23)의 일부분 내로 삽입될 수 있다.

[0069]

전진 조립체(400)와 임플란트(104)를 경골 절절(30)과 경골체(123)에 결합시킨 후, 경골 절절(30)의 근위 피질을 완전히 절단함으로써 절골술이 완료될 수 있다. 이어서, 신연 아암(420)이 전진 거리(AD)와 동일한 거리로 경골체(23)로부터 멀어지게 (액추에이터(424)를 통해) 이동된다. 신연 아암(420)의 변위를 측정하기 위해 변위

눈금자(408)가 사용될 수 있다. 이를 위해, 신연 아암(420)의 제1 단부(448)가 마킹(412)에 의해 측정되는 바와 같은 전진 거리(AD)와 실질적으로 동일한 거리를 이동할 때까지, 사용자는 노브(426)를 제2 방향으로 점진적으로 돌릴 수 있다. 따라서, 사전결정된 거리(즉, 전진 거리(AD))만큼의 신연 아암(420)의 병진이동은 결절이 제1 위치로부터 전진된 위치로 전진되었다는 표시를 전진 조립체(400)(예를 들어, 변위 눈금자(408))가 제공하게 한다.

[0070] 이어서, 경골 결절의 원위 단부(31)가 도 9에 보인 절골술 부위의 원위 단부를 한정하는 경골체(23)의 표면(25)과 접촉할 때까지 경골 결절(30)이 경골체(23)에 대해 회전된다. 이어서, 체결구(124)가 임플란트(104)의 원위 단부 부분(114)을 경골체(23)에 결합시키기 위해 체결구 구멍(122a, 122b)을 통해 경골체(23) 내로 삽입된다. 이어서, 절골술 간극(40)이 적절한 스페이서 크기 및 스페이서 고정 부재 크기를 결정하기 위해 측정된다. 이어서, 스페이서 고정 부재(128)가 전술된 바와 같이 스페이서(102)에 결합된다.

[0071] 이어서, 스페이서(102)가 적절한 크기가 선택되었음을 확인하기 위해 절골술 간극(40) 내로 삽입된다. 전진 조립체(400)는 작업 공간을 확장시키기 위해 동물로부터 빼내어질 수 있다. 적당한 스페이서(102)가 선택되었다면, 스페이서(102)는 (필요한 경우) 절골술 간극(40)의 크기에 정합하도록 절단된다. 이어서, 스페이서(102) 및 스페이서 고정 부재(128)는 체결구(136)를 체결구 구멍(132)을 통해 경골 결절(30) 내로 삽입함으로써 그리고 다른 체결구(136)를 체결구 구멍(144)을 통해 경골체(23) 내로 삽입함으로써 절골술 간극(40) 내에 고정될 수 있다. 전진 조립체(400)가 아직 동물로부터 제거되지 않았다면, 전진 조립체(400)가 경골 결절(30)과 경골체(23)로부터 결합해제되고 동물로부터 제거될 수 있다.

[0072] 전진 조립체(400)는 와이어(466, 497)를 각각 경골 결절(30)과 경골체(23)로부터 제거함으로써 경골 결절(30)과 경골체(23)로부터 결합해제될 수 있다. 일단 결합해제되면, 전진 조립체(400)는 동물로부터 제거될 수 있다. 체결구(120)에 적절한 드릴 구멍을 생성하기 위해 드릴 비트가 체결구 구멍(118a)을 통해 삽입될 수 있다. 이어서, 체결구(120)가 임플란트(104)를 경골 결절(30)에 고정시키기 위해 체결구 구멍(118a)을 통해 경골 결절(30) 내로 삽입될 수 있다. 임플란트(104)와 경골 결절(30) 사이의 확고한 연결에 필요하다고 여겨지는 바와 같이 추가의 체결구(120)가 체결구 구멍(118b, 118c, 118d)을 통해 경골 결절(30) 내로 삽입될 수 있다.

[0073] 도 3 및 도 10a 내지 도 10i를 참조하면, 다른 실시예에서, TTA 시스템(100)은 임플란트(604)(도 10a 내지 도 10h에 도시됨)와 같은 임플란트(104)(도 3에 도시됨)의 대안적인 실시예를 포함할 수 있다. 임플란트(604)는 뼈 플레이트(608)와 같은 뼈 고정 부재(606)로서 구성될 수 있다. 도시된 실시예에서, 임플란트(604)는 근위 단부 부분(612), 대향하는 원위 단부 부분(614), 및 근위 단부 부분(612)과 원위 단부 부분(614) 사이에 배치되는 중간 임플란트 부분(616)을 포함하는 임플란트 본체(610)를 포함한다. 임플란트 본체(610)의 근위 단부 부분(612)은 제1 위치로부터 전진된 위치로 경골체(23)에 대해 두개골 방향으로 슬개건(32)(도 1에 도시됨)과 함께 전진되어 있는 결절(30)에 부착되도록 구성될 수 있다. 임플란트 본체(610)의 원위 단부 부분(614)은 경골체(23)에 부착되도록 구성될 수 있다.

[0074] 슬개건(32)이 해부학적 부착 위치(43)에서 결절(30)에 부착된다는 것과, 결절(30)이 부착 위치(43)의 미측 위치에서 경골체(23)로부터 절제되어서 분리되어, 부착 위치(43)를 포함한 슬개건(32)이 분리된 결절(30)과 함께 제1 위치로부터 전진된 위치로 전진될 수 있는 것을 알아야 한다. 근위 단부 부분(612), 원위 단부 부분(614) 및 중간 임플란트 부분(616)은 집합적으로 일체식 구조체일 수 있다. 대안적으로, 근위 단부 부분(612), 원위 단부 부분(614) 및 중간 임플란트 부분(616)은 임플란트 본체(610)를 형성하도록 서로 연결되는 별개의 구성요소들일 수 있다.

[0075] 근위 단부 부분(612)은 결절(30)에 대한 임플란트(604)의 부착을 용이하게 하기 위해 결절(30)의 내측 표면 또는 외측 표면에 정합하도록 윤곽 형성 및 구성될 수 있다. 또한, 근위 단부 부분(612)은 체결구 구멍들과 같은 하나 이상의 부착 위치들을 포함한다. 도시된 실시예에서, 임플란트 본체(610)의 근위 단부 부분(612)은 4개의 체결구 구멍(618a, 618b, 618c, 618d)들을 포함한다. 그러나, 근위 단부 부분(612)은 보다 많거나 보다 적은 체결구 구멍들을 포함할 수 있다. 각각의 체결구 구멍(618a, 618b, 618c, 618d)은 임플란트 본체(610)를 통해 연장되고, 임플란트(604)를 결절(30)에 부착시킬 수 있는, 뼈 앵커와 같은 체결구(120)를 수용하도록 구성 및 크기 설정된다. 체결구 구멍(618a, 618b, 618c, 618d)은 뼈 스크루를 수용하도록 구성되는 나사형성된 구멍일 수 있다. 다른 실시예에서, 체결구 구멍(618a, 618b, 618c, 618d)은 나사형성된 또는 비-나사형성된 원추형 헤드를 갖는 뼈 스크루를 수용하도록 구성되는 원추형 나사 구멍일 수 있다.

[0076] 체결구 구멍(618a, 618b, 618c, 618d)을 통한 체결구(120)의 삽입은 근위 단부 부분(612)이 결절(30)에 부착되게 한다. 체결구 구멍(618a, 618b, 618c, 618d)들은 서로 이격될 수 있고, 임플란트(604)가 전진된 결절(30)

에 부착될 때 결절(30)의 연장 방향에 실질적으로 평행하게 연장되는 제1 길이방향 축(L1')을 따라 실질적으로 정렬될 수 있다. 일 실시예에서, 근위 단부 부분(112)은 길이방향 축(L1')을 따라 길 수 있다.

[0077]

원위 단부 부분(614)은 경골체(23)에 대한 임플란트(604)의 부착을 용이하게 하기 위해 경골체(23)의 내측 표면 또는 외측 표면에 정합하도록 윤곽 형성 및 구성될 수 있다. 또한, 임플란트 본체(610)의 원위 단부 부분(614)은 체결구 구멍들과 같은 하나 이상의 앵커 위치들을 포함할 수 있다. 예시된 실시예에서, 원위 단부 부분(614)은 체결구 구멍(622a, 622b, 622c, 622d)들을 포함한다. 체결구 구멍(622a, 622b, 622c, 622d)들 각각은 임플란트(604)를 경골체(23)에 부착시킬 수 있는, 뼈 앵커와 같은 체결구(124)를 수용하도록 구성 및 크기 설정될 수 있다.

[0078]

체결구 구멍(622a, 622b, 622c, 622d)을 통한 체결구(124)의 삽입은 원위 단부 부분(614)이 경골체(23)에 부착되게 한다. 체결구 구멍(622a, 622b, 622c, 622d)들은 서로 이격될 수 있고, 제2 길이방향 축(L2')을 따라 실질적으로 정렬될 수 있다. 일 실시예에서, 원위 단부 부분(614)은 제2 길이방향 축(L2')을 따라 길 수 있다. 제1 길이방향 축(L1')은 오프셋 각도(OA)가 한정되도록 제2 길이방향 축(L2')으로부터 각도 오프셋될 수 있다. 제1 및 제2 길이방향 축(L1', L2')들은 오프셋 각도(OA)가 약 170도 내지 약 130도이도록 오프셋될 수 있다. 다른 실시예에서, 제1 및 제2 길이방향 축(L1', L2')들은 오프셋 각도(OA)가 약 150도이도록 오프셋될 수 있다. 다른 실시예에서, 오프셋 각도(OA)는 제1 및 제2 길이방향 축(L1', L2')이 평행하거나 각도 오프셋되지 않도록 약 180도(또는 0도)이다.

[0079]

임플란트 본체(610)의 중간 임플란트 부분(616)은 실질적으로 만곡될 수 있다. 대안적으로, 중간 임플란트 부분(616)은 제2 길이방향 축(L2')으로부터 각도 오프셋되거나 그에 평행한 축을 따라 실질적으로 곧고 길 수 있다. 도면이 중간 임플란트 부분(616)에서 체결구 구멍과 같은 부착 위치를 도시하지 않지만, 중간 임플란트 부분(616)이 하나 이상의 체결구 구멍들 또는 임의의 다른 적합한 부착 특징부를 포함할 수 있다는 것이 구상된다. 중간 임플란트 부분(616)은 근위 단부 부분(612)과 원위 단부 부분(614) 사이에서 연장되고, 결절(30)을 전진된 위치에서 유지시키기에 충분한 양 또는 거리로 근위 단부 부분(612)을 원위 단부 부분(614)에 대해 두개골 방향으로 이격시키도록 형상화된다.

[0080]

임플란트 본체(610)는 제1 표면(626) 및 제1 표면(626)의 반대편에 있는 제2 표면(628)을 추가로 한정할 수 있다. 일 실시예에서, 임플란트(604)가 경골(22)에 인접하게 이식될 때, 제1 표면(626)은 경골(22)의 경골체(23)와 결절(30)에 대면하도록 구성되고, 제2 표면(628)은 경골체(23)와 결절(30)로부터 멀리 대면하도록 구성된다. 다른 실시예에서, 임플란트(604)가 경골(22)에 인접하게 이식될 때, 제2 표면(628)은 경골(22)의 경골체(23)와 결절(30)에 대면하도록 구성되고, 제1 표면(626)은 경골체(23)와 결절(30)로부터 멀리 대면하도록 구성된다.

[0081]

임플란트 본체(610)는 제1 표면(626)과 제2 표면(628) 사이에서 측정되는 두께를 한정할 수 있다. 일 실시예에서, 플레이트의 두께는 예를 들어 도 3에 도시된 바와 같이 임플란트 본체(610)를 따라 일정할 수 있다. 다른 실시예에서, 임플란트 본체(610)의 두께는 변할 수 있다. 예를 들어, 임플란트 본체(610)는 근위 부분 두께(T1), 원위 부분 두께(T2) 및 중간 부분 두께(T3)를 한정할 수 있다. 전술된 바와 같이, 근위 부분 두께(T1), 원위 부분 두께(T2) 및 중간 부분 두께(T3)는 모두 실질적으로 동일할 수 있다. 다른 실시예에서, 근위 부분 두께(T1), 원위 부분 두께(T2) 및 중간 부분 두께(T3)는 실질적으로 동일하지 않을 수 있다. 예를 들어, 중간 임플란트 부분(616)은 근위 및 원위 부분 두께(T1, T2)들 중 적어도 하나(또는 대안적으로 둘 모두)보다 작은 중간 부분 두께(T3)를 한정하는 박화된 또는 목부형(necked) 부분(630)을 포함할 수 있다. 목부형 부분(630) 및 감소된 중간 부분 두께(T3)는, 임플란트 본체(610)가 일정한 두께를 가진 경우보다 제1 표면(626)이 경골체(23) 및 결절(30)의 표면들과 더 밀접하게 대응하도록 임플란트(604)가 구부러지거나 휘어지게 할 수 있다. 다른 실시예에서, 근위 부분 두께(T1), 원위 부분 두께(T2) 및 중간 부분 두께(T3) 각각은 다른 부분 두께들 중 임의의 것보다 크거나 그보다 작거나 그와 동일할 수 있다.

[0082]

다른 실시예에서, 근위 단부 부분(612), 원위 단부 부분(614) 또는 둘 모두는 박화된 또는 목부형 부분(630)을 포함할 수 있다. 근위 단부 부분(612), 원위 단부 부분(614) 또는 중간 부분(616) 중 임의의 것의 목부형 부분(630)은 각자의 임플란트 부분의 일부분만을 포함하여, 각자의 두께(T1, T2 또는 T3)가 그 임플란트 부분 내에서 변하게 할 수 있다. 목부형 부분(630)은 임플란트 본체(610)의 두께가 변하는 적어도 하나의 천이부(632), 예를 들어 2개의 천이부(632)를 포함할 수 있다. 예시된 실시예에 도시된 바와 같이, 천이부(632)는 곡률반경 처리된 표면(radiusused surface)(633)이어서 두께의 점진적인 변화를 초래할 수 있다. 다른 실시예에서, 천이부(632)는 단차부(step)를 포함하여 두께의 급격한 변화를 초래할 수 있다. 다른 실시예에서, 천이부(632)는 곡

틀반경 처리된 표면(633) 및 단차부 표면 둘 모두를 포함하여 두께의 부분적인 점진적 변화 및 두께의 부분적인 급격한 변화를 초래할 수 있다. 다른 실시예에서, 임플란트 본체(610)는 상이한 천이부(632)들, 예를 들어 곡률반경 처리된 표면(633)을 갖는 하나의 천이부(632) 및 단차부 표면을 갖는 다른 천이부(632)를 포함할 수 있다.

[0083] 임플란트 본체(610)는 제1 측부 표면(634) 및 제1 측부 표면(634)의 반대편에 있는 제2 측부 표면(636)을 포함할 수 있다. 제1 및 제2 측부 표면(634, 636)들 각각은 일 방향으로 제1 표면(626)과 제2 표면(628) 사이에서 그리고 다른 방향으로 근위 단부 부분(612)과 원위 단부 부분(614) 사이에서 연장될 수 있다. 임플란트 본체(610)는 제1 측부 표면(634)과 제2 측부 표면(636) 사이에서 측정되는 폭을 한정할 수 있다. 일 실시예에서, 플레이트의 폭은 예를 들어 도 3에 도시된 바와 같이 임플란트 본체(610)를 따라 일정할 수 있다. 다른 실시예에서, 임플란트 본체(610)의 폭은 변할 수 있다. 예를 들어, 임플란트 본체(610)는 근위 부분 폭(W1), 원위 부분 폭(W2) 및 중간 부분 폭(W3)을 한정할 수 있다.

[0084] 전술된 바와 같이, 근위 부분 폭(W1), 원위 부분 폭(W2) 및 중간 부분 폭(W3)은 모두 실질적으로 동일할 수 있다. 다른 실시예에서, 근위 부분 폭(W1), 원위 부분 폭(W2) 및 중간 부분 폭(W3)은 실질적으로 동일하지 않을 수 있다. 예를 들어, 임플란트 본체(610)는 근위 단부 부분(612)과 중간 임플란트 부분(616) 사이의 목부(638)를 포함하여, 임플란트 본체(610)의 폭이 목부(638)를 따라 변하게 할 수 있다. 예시된 실시예에 도시된 바와 같이, 임플란트 본체의 폭은 목부(638)를 따라 보다 큰 중간 부분 폭(W3)으로부터 보다 작은 근위 부분 폭(W1)으로 천이된다. 다른 실시예에서, 근위 부분 폭(W1), 원위 부분 폭(W2) 및 중간 부분 폭(W3) 각각은 다른 부분 폭들 중 임의의 것보다 크거나 그보다 작거나 그와 동일할 수 있다.

[0085] 일 실시예에서, 임플란트 본체(610)는 적어도 하나의 스칼롭형(scalloped) 부분(640)을 포함할 수 있다. 스칼롭형 부분(640)은 주변 측벽(642) 및 융기 표면(644)을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 융기 표면(644)은 제1 표면(626)으로부터 외부로 연장되고, 임플란트(604)가 경골(22)에 인접하게 이식될 때 경골(22)의 경골체(23)와 결절(30)에 대면하도록 구성될 수 있다. 예시된 실시예에서, 원위 단부 부분(614)은 스칼롭형 부분(640a, 640b, 640c, 640d)들을 포함한다. 일 실시예에서, 스칼롭형 부분(640)은 스칼롭형 부분(640d)의 외측 경계를 완전히 한정하지는 않는 부분적인 주변 측벽(642d)을 포함할 수 있다.

[0086] 예시된 실시예에 도시된 바와 같이, 임플란트 본체(610)는 인접 스칼롭형 부분(640)들, 예를 들어 스칼롭형 부분(640b, 640c)들 또는 스칼롭형 부분(640c, 640d)들을 포함할 수 있다. 인접 스칼롭형 부분(640)들은 주변 측벽(642)들의 대면 부분들, 예를 들어 642b 및 642c에 의해 한정되는 간극(646)에 의해 분리될 수 있다. 간극(646)은 인접 스칼롭형 부분(640)들을 지지하는 각자의 임플란트 부분의 폭(근위 부분 폭(W1), 원위 부분 폭(W2), 중간 부분 폭(W3))의 전체를 통해 연장될 수 있다. 대안적인 실시예에서, 간극(646)은 인접 스칼롭형 부분(640)들을 지지하는 각자의 임플란트 부분의 폭을 통해 부분적으로만 연장될 수 있다. 간극(646)은 인접 스칼롭형 부분(640)들을 지지하는 임플란트 부분의 폭을 따라 크기가 변할 수 있다. 예를 들어, 예시된 실시예에 도시된 바와 같이, 간극(646)은 폭을 따라 간극(646)의 단부들(제1 및 제2 측벽(634, 636)들에 인접함)에서 보다 넓고 폭을 따라 간극(646)의 중간 부근에서 보다 좁을 수 있다.

[0087] 인접 스칼롭형 부분(640b, 640c)들의 주변 측벽(642b, 642c)들의 대면하는 부분들은 테이퍼형 부분, 실질적으로 평행한 부분, 또는 둘 모두를 포함할 수 있다. 실질적으로 평행한 부분에서, 인접 스칼롭형 부분(640b, 640c)들의 주변 측벽(642b, 642c)들은 간극(646)의 크기가 실질적으로 일정하도록 서로 실질적으로 평행하게 폭을 따라 연장된다. 테이퍼형 부분에서, 인접 스칼롭형 부분(640b, 640c)들의 주변 측벽(642b, 642c)들은 폭을 따라 서로로부터 멀리 벌어진다. 예시된 실시예에 도시된 바와 같이, 인접 스칼롭형 부분(640b, 640c)들의 주변 측벽(642b, 642c)들은 제1 간극 각도(648)가 한정되도록 선형으로 서로로부터 멀리 벌어질 수 있다. 제1 간극 각도(648)는 약 45도 내지 약 135도일 수 있거나, 다른 실시예에서 제1 간극 각도(648)는 약 90도일 수 있다. 다른 실시예에서, 인접 스칼롭형 부분(640b, 640c)들의 주변 측벽(642b, 642c)들은 비선형으로 서로로부터 멀리 벌어질 수 있다.

[0088] 플레이트의 폭을 따라 연장되는 것에 더하여, 간극(646)은 플레이트의 두께를 따라 연장될 수 있으며, 예를 들어 간극(646)은 제2 표면(628)을 향해 제1 표면(626) 내로 연장될 수 있다. 일 실시예에서, 인접 스칼롭형 부분(640b, 640c)들의 주변 측벽(642b, 642c)들은 임플란트 본체(610)의 두께를 따라 서로로부터 멀리 벌어진다. 예시된 실시예에 도시된 바와 같이, 인접 스칼롭형 부분(640b, 640c)들의 주변 측벽(642b, 642c)들은 제2 간극 각도(650)가 한정되도록 선형으로 서로로부터 멀리 벌어질 수 있다. 제2 간극 각도(650)는 약 0도 내지 약 60도일 수 있거나, 다른 실시예에서 제2 간극 각도(650)는 약 30도일 수 있다. 다른 실시예에서, 인접 스칼롭형

부분(640b, 640c)들의 주변 측벽(642b, 642c)들은 두께를 따라 비선형으로 서로로부터 멀리 벌어질 수 있다.

[0089] 도 3 및 도 11a 내지 도 11i를 참조하면, 다른 실시예에서, TTA 시스템(100)은 임플란트(704)(도 11a 내지 도 11h에 도시됨)와 같은 임플란트(104)(도 3에 도시됨)의 대안적인 실시예를 포함할 수 있다. 임플란트(704)는 뼈 플레이트(708)와 같은 뼈 고정 부재(706)로서 구성될 수 있다. 도시된 실시예에서, 임플란트(704)는 근위 단부 부분(712), 대향하는 원위 단부 부분(714), 및 근위 단부 부분(712)과 원위 단부 부분(714) 사이에 배치되는 중간 임플란트 부분(716)을 포함하는 임플란트 본체(710)를 포함한다. 임플란트 본체(710)의 근위 단부 부분(712)은 제1 위치로부터 전진된 위치로 경골체(23)에 대해 두개골 방향으로 일 방향으로 슬개건(32)(도 1에 도시됨)과 함께 전진되어 있는 결절(30)에 부착되도록 구성될 수 있다. 임플란트 본체(710)의 원위 단부 부분(714)은 경골체(23)에 부착되도록 구성될 수 있다.

[0090] 슬개건(32)이 해부학적 부착 위치(43)에서 결절(30)에 부착된다는 것과, 결절(30)이 부착 위치(43)의 미측 위치에서 경골체(23)로부터 절제되어서 분리되어, 부착 위치(43)를 포함한 슬개건(32)이 분리된 결절(30)과 함께 제1 위치로부터 전진된 위치로 전진될 수 있는 것을 알아야 한다. 근위 단부 부분(712), 원위 단부 부분(714) 및 중간 임플란트 부분(716)은 집합적으로 일체식 구조체일 수 있다. 대안적으로, 근위 단부 부분(712), 원위 단부 부분(714) 및 중간 임플란트 부분(716)은 임플란트 본체(710)를 형성하도록 서로 연결되는 별개의 구성요소들일 수 있다.

[0091] 근위 단부 부분(712)은 결절(30)에 대한 임플란트(704)의 부착을 용이하게 하기 위해 결절(30)의 내측 표면 또는 외측 표면에 정합하도록 윤곽 형성 및 구성될 수 있다. 또한, 근위 단부 부분(712)은 체결구 구멍들과 같은 하나 이상의 부착 위치들을 포함한다. 도시된 실시예에서, 임플란트 본체(710)의 근위 단부 부분(712)은 4개의 체결구 구멍(718a, 718b, 718c, 718d)들을 포함한다. 그러나, 근위 단부 부분(712)은 보다 많거나 보다 적은 체결구 구멍들을 포함할 수 있다. 각각의 체결구 구멍(718a, 718b, 718c, 718d)은 임플란트 본체(710)를 통해 연장되고, 임플란트(704)를 결절(30)에 부착시킬 수 있는, 뼈 앵커와 같은 체결구(120)를 수용하도록 구성 및 크기 설정된다. 체결구 구멍(718a, 718b, 718c, 718d)은 뼈 스크루를 수용하도록 구성되는 나사형성된 구멍일 수 있다. 다른 실시예에서, 체결구 구멍(718a, 718b, 718c, 718d)은 나사형성된 또는 비-나사형성된 원추형 헤드를 갖는 뼈 스크루를 수용하도록 구성되는 원추형 나사 구멍일 수 있다.

[0092] 체결구 구멍(718a, 718b, 718c, 718d)을 통한 체결구(120)의 삽입은 근위 단부 부분(712)이 결절(30)에 부착되게 한다. 체결구 구멍(718a, 718b, 718c, 718d)들은 서로 이격될 수 있고, 임플란트(704)가 전진된 결절(30)에 부착될 때 결절(30)의 연장 방향에 실질적으로 평행하게 연장되는 제1 길이방향 축(L1")을 따라 실질적으로 정렬될 수 있다. 일 실시예에서, 근위 단부 부분(112)은 길이방향 축(L1")을 따라 길 수 있다.

[0093] 원위 단부 부분(714)은 경골체(23)에 대한 임플란트(704)의 부착을 용이하게 하기 위해 경골체(23)의 내측 표면 또는 외측 표면에 정합하도록 윤곽 형성 및 구성될 수 있다. 또한, 임플란트 본체(710)의 원위 단부 부분(714)은 체결구 구멍들과 같은 하나 이상의 앵커 위치들을 포함할 수 있다. 예시된 실시예에서, 원위 단부 부분(714)은 체결구 구멍(722a, 722b, 722c, 722d)들을 포함한다. 체결구 구멍(722a, 722b, 722c, 722d)들 각각은 임플란트(704)를 경골체(23)에 부착시킬 수 있는, 뼈 앵커와 같은 체결구(124)를 수용하도록 구성 및 크기 설정될 수 있다.

[0094] 체결구 구멍(722a, 722b, 722c, 722d)을 통한 체결구(124)의 삽입은 원위 단부 부분(714)이 경골체(23)에 부착되게 한다. 체결구 구멍(722a, 722b, 722c, 722d)들은 서로 이격될 수 있고, 제2 길이방향 축(L2")을 따라 실질적으로 정렬될 수 있다. 일 실시예에서, 원위 단부 부분(714)은 제2 길이방향 축(L2")을 따라 길 수 있다. 제1 길이방향 축(L1")은 오프셋 각도(OA')가 한정되도록 제2 길이방향 축(L2")으로부터 각도 오프셋될 수 있다. 제1 및 제2 길이방향 축(L1", L2")들은 오프셋 각도(OA')가 약 180도 내지 약 160도이도록 오프셋될 수 있다. 다른 실시예에서, 제1 및 제2 길이방향 축(L1", L2")들은 오프셋 각도(OA')가 약 170도이도록 오프셋될 수 있다. 다른 실시예에서, 오프셋 각도(OA')는 제1 및 제2 길이방향 축(L1", L2")들이 평행하거나 각도 오프셋되지 않도록 180도(또는 0도)이다.

[0095] 임플란트 본체(710)의 중간 임플란트 부분(716)은 실질적으로 만족될 수 있다. 대안적으로, 중간 임플란트 부분(716)은 제2 길이방향 축(L2")으로부터 각도 오프셋되거나 그에 평행한 축을 따라 실질적으로 곧고 길 수 있다. 도면이 중간 임플란트 부분(716)에서 체결구 구멍과 같은 부착 위치를 도시하지 않지만, 중간 임플란트 부분(716)이 하나 이상의 체결구 구멍들 또는 임의의 다른 적합한 부착 특징부를 포함할 수 있는 것이 구상된다. 중간 임플란트 부분(716)은 근위 단부 부분(712)과 원위 단부 부분(714) 사이에서 연장되고, 결절(30)을 전진된 위치로 유지시키기에 충분한 양 또는 거리로 근위 단부 부분(712)을 원위 단부 부분(714)에 대해 두개골 방향으

로 이격시키도록 형상화된다.

[0096] 임플란트 본체(710)는 제1 표면(726) 및 제1 표면(726)의 반대편에 있는 제2 표면(728)을 추가로 한정할 수 있다. 일 실시예에서, 임플란트(704)가 경골(22)에 인접하게 이식될 때, 제1 표면(726)은 경골(22)의 경골체(23)와 결절(30)에 대면하도록 구성되고, 제2 표면(728)은 경골체(23)와 결절(30)로부터 멀리 대면하도록 구성된다. 다른 실시예에서, 임플란트(704)가 경골(22)에 인접하게 이식될 때, 제2 표면(728)은 경골(22)의 경골체(23)와 결절(30)에 대면하도록 구성되고, 제1 표면(726)은 경골체(23)와 결절(30)로부터 멀리 대면하도록 구성된다.

[0097] 임플란트 본체(710)는 제1 표면(726)과 제2 표면(728) 사이에서 측정되는 두께를 한정할 수 있다. 일 실시예에서, 플레이트의 두께는 예를 들어 도 3에 도시된 바와 같이 임플란트 본체(710)를 따라 일정할 수 있다. 다른 실시예에서, 임플란트 본체(710)의 두께는 변할 수 있다. 예를 들어, 임플란트 본체(710)는 근위 부분 두께(T1'), 원위 부분 두께(T2') 및 중간 부분 두께(T3')를 한정할 수 있다. 전술된 바와 같이, 근위 부분 두께(T1'), 원위 부분 두께(T2') 및 중간 부분 두께(T3')는 모두 실질적으로 동일할 수 있다. 다른 실시예에서, 근위 부분 두께(T1'), 원위 부분 두께(T2') 및 중간 부분 두께(T3')는 실질적으로 동일하지 않을 수 있다. 예를 들어, 중간 임플란트 부분(716)은 근위 및 원위 부분 두께(T1', T2')들 중 적어도 하나(또는 대안적으로 둘 모두)보다 작은 중간 부분 두께(T3')를 한정하는 박화된 또는 목부형 부분(730)을 포함할 수 있다. 목부형 부분(730) 및 감소된 중간 부분 두께(T3')는 임플란트 본체(710)가 일정한 두께를 가졌던 경우보다 제1 표면(726)이 경골체(23) 및 결절(30)의 표면과 더 밀접하게 대응하도록 임플란트(704)가 구부러지거나 휘어지게 할 수 있다. 다른 실시예에서, 근위 부분 두께(T1'), 원위 부분 두께(T2') 및 중간 부분 두께(T3') 각각은 다른 부분 두께들 중 임의의 것보다 크거나 그보다 작거나 그와 동일할 수 있다.

[0098] 다른 실시예에서, 근위 단부 부분(712), 원위 단부 부분(714) 또는 둘 모두는 박화된 또는 목부형 부분(730)을 포함할 수 있다. 근위 단부 부분(712), 원위 단부 부분(714) 또는 중간 부분(716) 중 임의의 것의 목부형 부분(730)은 각자의 임플란트 부분의 일부분만을 포함하여, 각자의 두께(T1', T2' 또는 T3')가 그 임플란트 부분 내에서 변하게 할 수 있다. 목부형 부분(730)은 임플란트 본체(710)의 두께가 변하는 적어도 하나의 천이부(732), 예를 들어 2개의 천이부(732)를 포함할 수 있다. 예시된 실시예에 도시된 바와 같이, 천이부(732)는 곡률반경 처리된 표면(733)이어서 두께의 점진적인 변화를 초래할 수 있다. 다른 실시예에서, 천이부(732)는 단차부를 포함하여 두께의 급격한 변화를 초래할 수 있다. 다른 실시예에서, 천이부(732)는 곡률반경 처리된 표면(733) 및 단차부 표면 둘 모두를 포함하여 두께의 부분적인 점진적 변화 및 두께의 부분적인 급격한 변화를 초래할 수 있다. 다른 실시예에서, 임플란트 본체(710)는 상이한 천이부(732)들, 예를 들어 곡률반경 처리된 표면(733)을 갖는 하나의 천이부(732) 및 단차부 표면을 갖는 다른 천이부(732)를 포함할 수 있다.

[0099] 임플란트 본체(710)는 제1 측부 표면(734) 및 제1 측부 표면(734)의 반대편에 있는 제2 측부 표면(736)을 포함할 수 있다. 제1 및 제2 측부 표면(734, 736)들 각각은 일 방향으로 제1 표면(726)과 제2 표면(728) 사이에서 그리고 다른 방향으로 근위 단부 부분(712)과 원위 단부 부분(714) 사이에서 연장될 수 있다. 임플란트 본체(710)는 제1 측부 표면(734)과 제2 측부 표면(736) 사이에서 측정되는 폭을 한정할 수 있다. 일 실시예에서, 플레이트의 폭은 예를 들어 도 3에 도시된 바와 같이 임플란트 본체(710)를 따라 일정할 수 있다. 다른 실시예에서, 임플란트 본체(710)의 폭은 변할 수 있다. 예를 들어, 임플란트 본체(710)는 근위 부분 폭(W1'), 원위 부분 폭(W2') 및 중간 부분 폭(W3')을 한정할 수 있다.

[0100] 전술된 바와 같이, 근위 부분 폭(W1'), 원위 부분 폭(W2') 및 중간 부분 폭(W3')은 모두 실질적으로 동일할 수 있다. 다른 실시예에서, 근위 부분 폭(W1'), 원위 부분 폭(W2') 및 중간 부분 폭(W3')은 실질적으로 동일하지 않을 수 있다. 예를 들어, 임플란트 본체(710)는 근위 단부 부분(712)과 중간 임플란트 부분(716) 사이의 목부(738)를 포함하여, 임플란트 본체(710)의 폭이 목부(738)를 따라 변하게 할 수 있다. 예시된 실시예에 도시된 바와 같이, 임플란트 본체의 폭은 목부(738)를 따라 보다 큰 중간 부분 폭(W3')으로부터 보다 작은 근위 부분 폭(W1')으로 천이된다. 다른 실시예에서, 근위 부분 폭(W1'), 원위 부분 폭(W2') 및 중간 부분 폭(W3') 각각은 다른 부분 폭들 중 임의의 것보다 크거나 그보다 작거나 그와 동일할 수 있다.

[0101] 일 실시예에서, 임플란트 본체(710)는 적어도 하나의 스캐립형 부분(740)을 포함할 수 있다. 스캐립형 부분(740)은 주변 측벽(742) 및 용기 표면(744)을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 용기 표면(744)은 제1 표면(726)으로부터 외부로 연장되고, 임플란트(704)가 경골(22)에 인접하게 이식될 때 경골(22)의 경골체(23)와 결절(30)에 대면하도록 구성될 수 있다. 예시된 실시예에서, 원위 단부 부분(714)은 스캐립형 부분(740a, 740b, 740c, 740d)들을 포함한다. 일 실시예에서, 스캐립형 부분(740)은 스캐립형 부분(740d)의 외측 경계를 완전히

한정하지는 않는 부분적인 주변 측벽(742d)을 포함할 수 있다.

[0102] 예시된 실시예에 도시된 바와 같이, 임플란트 본체(710)는 인접 스캐럽형 부분(740)들, 예를 들어 스캐럽형 부분(740b, 740c)들 또는 스캐럽형 부분(740c, 740d)들을 포함할 수 있다. 인접 스캐럽형 부분(740)들은 주변 측벽(742)들의 대면 부분들, 예를 들어 742b 및 742c에 의해 한정되는 간극(746)에 의해 분리될 수 있다. 간극(746)은 인접 스캐럽형 부분(740)들을 지지하는 각자의 임플란트 부분의 폭(근위 부분 폭(W1'), 원위 부분 폭(W2'), 중간 부분 폭(W3'))의 전체를 통해 연장될 수 있다. 대안적인 실시예에서, 간극(746)은 인접 스캐럽형 부분(740)들을 지지하는 각자의 임플란트 부분의 폭을 통해 부분적으로만 연장될 수 있다. 간극(746)은 인접 스캐럽형 부분(740)들을 지지하는 임플란트 부분의 폭을 따라 크기가 변할 수 있다. 예를 들어, 예시된 실시예에 도시된 바와 같이, 간극(746)은 폭을 따라 간극(746)의 단부들(제1 및 제2 측벽(734, 736)들에 인접함)에서 보다 넓고 폭을 따라 간극(746)의 중간 부근에서 보다 좁을 수 있다.

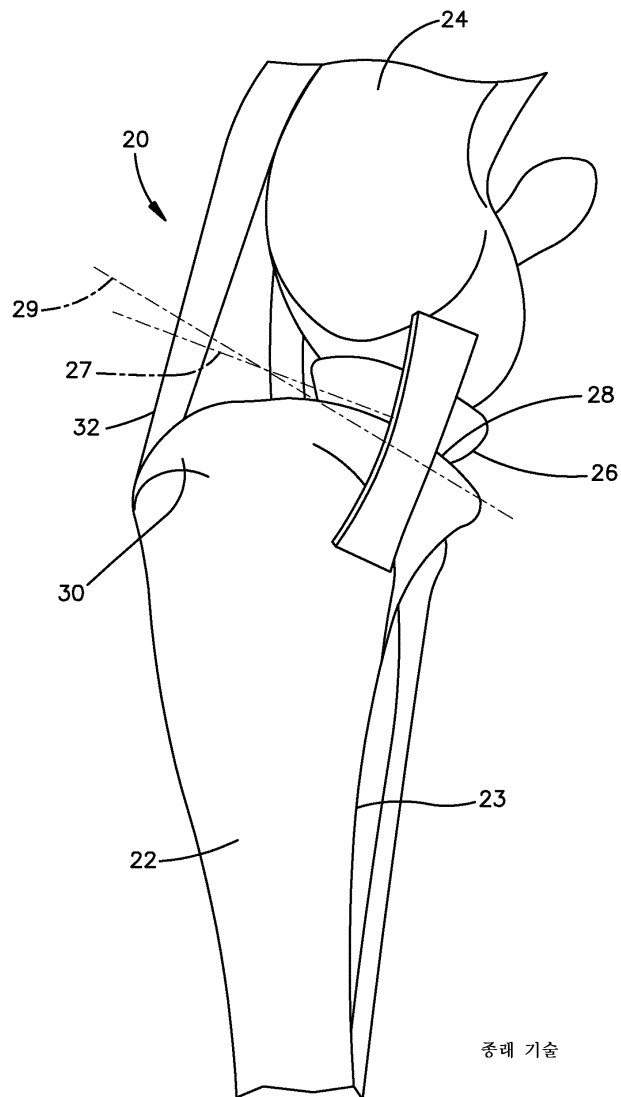
[0103] 인접 스캐럽형 부분(740b, 740c)들의 주변 측벽(742b, 742c)들의 대면하는 부분들은 테이퍼형 부분, 실질적으로 평행한 부분, 또는 둘 모두를 포함할 수 있다. 실질적으로 평행한 부분에서, 인접 스캐럽형 부분(740b, 740c)들의 주변 측벽(742b, 742c)들은 간극(746)의 크기가 실질적으로 일정하도록 서로 실질적으로 평행하게 폭을 따라 연장된다. 테이퍼형 부분에서, 인접 스캐럽형 부분(740b, 740c)들의 주변 측벽(742b, 742c)들은 폭을 따라 서로로부터 멀리 벌어진다. 예시된 실시예에 도시된 바와 같이, 인접 스캐럽형 부분(740b, 740c)들의 주변 측벽(742b, 742c)들은 제1 간극 각도(748)가 한정되도록 선형으로 서로로부터 멀리 벌어질 수 있다. 제1 간극 각도(748)는 약 45도 내지 약 135도일 수 있거나, 다른 실시예에서 제1 간극 각도(748)는 약 90도일 수 있다. 다른 실시예에서, 인접 스캐럽형 부분(740b, 740c)들의 주변 측벽(742b, 742c)들은 비선형으로 서로로부터 멀리 벌어질 수 있다.

[0104] 플레이트의 폭을 따라 연장되는 것에 더하여, 간극(746)은 플레이트의 두께를 따라 연장될 수 있으며, 예를 들어 간극(746)은 제2 표면(728)을 향해 제1 표면(726) 내로 연장될 수 있다. 일 실시예에서, 인접 스캐럽형 부분(740b, 740c)들의 주변 측벽(742b, 742c)들은 임플란트 본체(710)의 두께를 따라 서로로부터 멀리 벌어진다. 예시된 실시예에 도시된 바와 같이, 인접 스캐럽형 부분(740b, 740c)들의 주변 측벽(742b, 742c)들은 제2 간극 각도(750)가 한정되도록 선형으로 서로로부터 멀리 벌어질 수 있다. 제2 간극 각도(750)는 약 0도 내지 약 45도일 수 있거나, 다른 실시예에서 제2 간극 각도(750)는 약 10도일 수 있다. 다른 실시예에서, 인접 스캐럽형 부분(740b, 740c)들의 주변 측벽(742b, 742c)들은 두께를 따라 비선형으로 서로로부터 멀리 벌어질 수 있다.

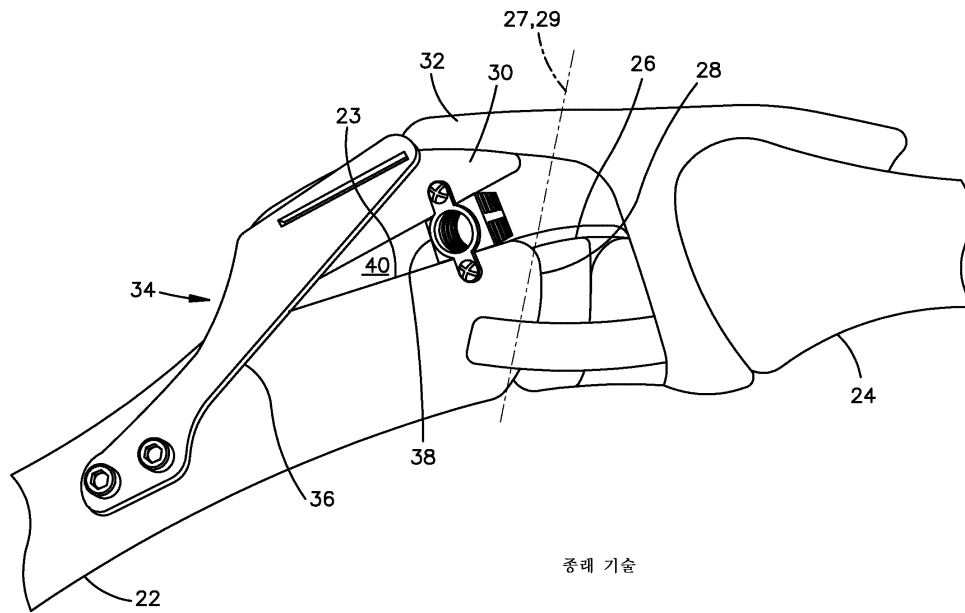
[0105] 도면에 도시된 실시예들의 예시 및 논의가 예시적 목적만을 위한 것이며, 본 발명을 제한하는 것으로 해석되어서는 안된다는 점에 주목해야 한다. 당업자는 본 발명이 다양한 실시예들을 고려한다는 것을 인식할 것이다. 또한, 일 실시예에 따라 기술되고 예시된 특징부들 및 구조들은 달리 언급되지 않은 한, 본 명세서에 기술된 바와 같은 모든 실시예들에 적용될 수 있다는 것을 이해하여야 한다. 부가적으로, 전술된 실시예들과 함께 전술된 개념들이 단독으로 또는 전술된 다른 실시예들 중 임의의 실시예와 조합되어 채용될 수 있다는 것을 이해하여야 한다.

도면

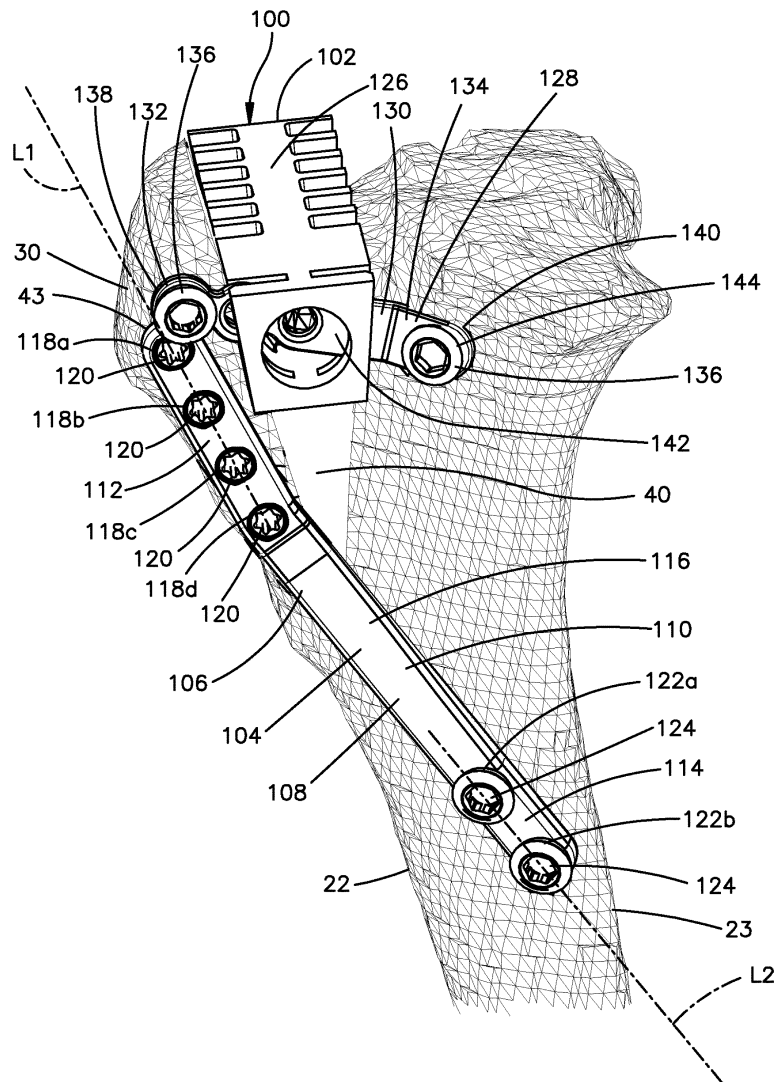
도면1



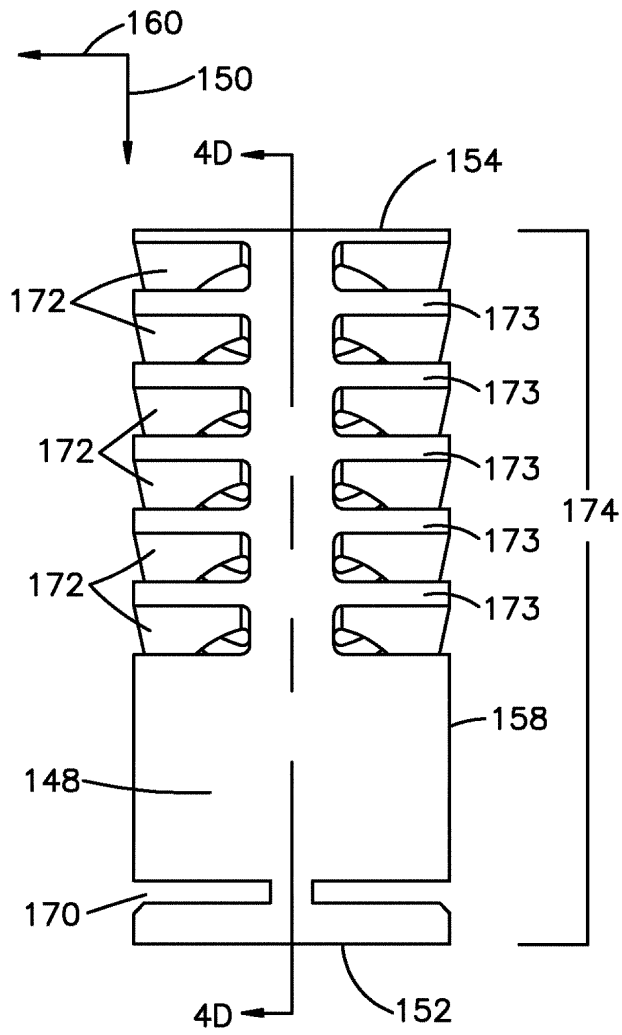
도면2



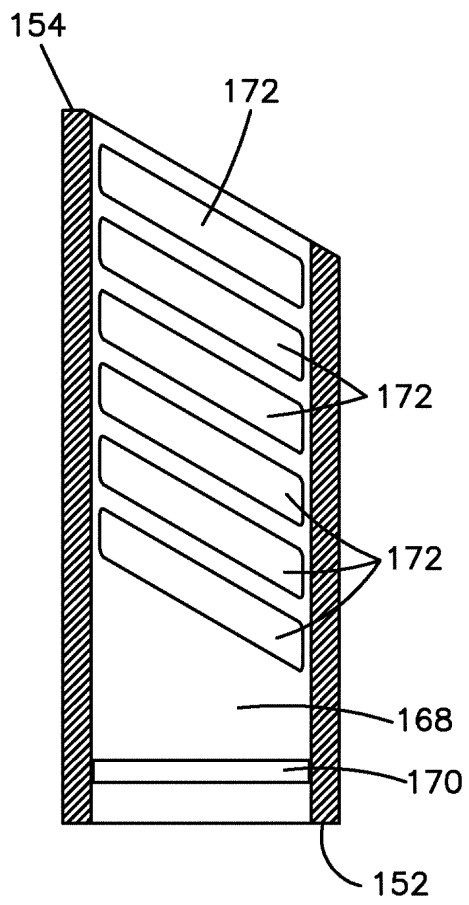
도면3



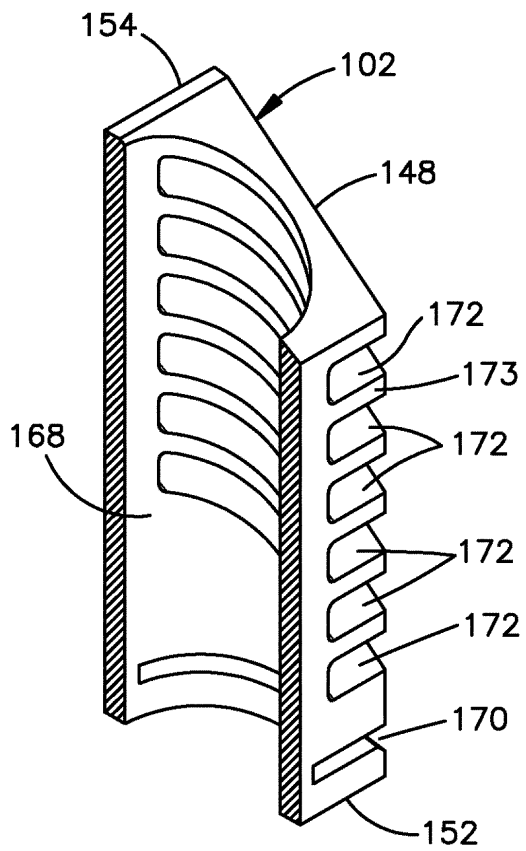
도면4c



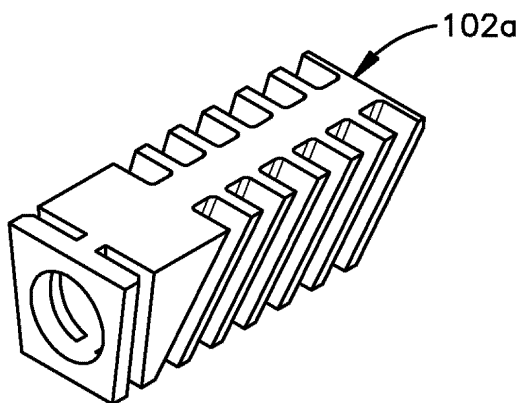
도면4d



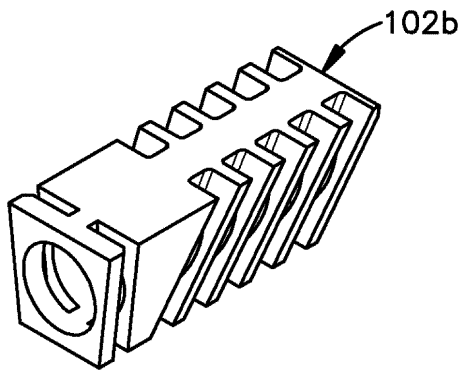
도면4e



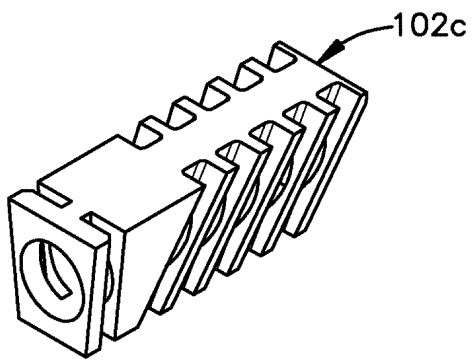
도면4f



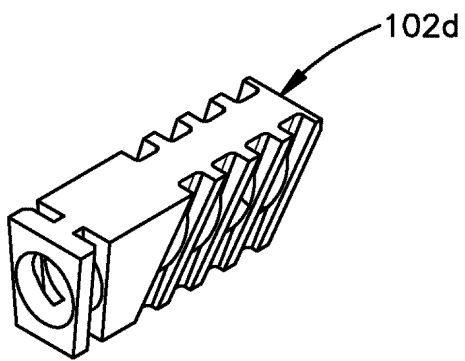
도면4g



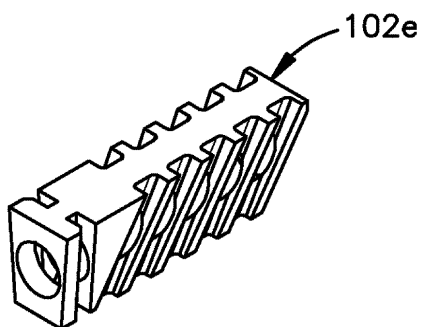
도면4h



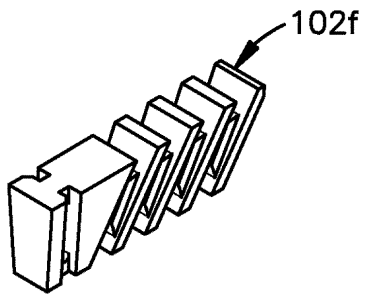
도면4i



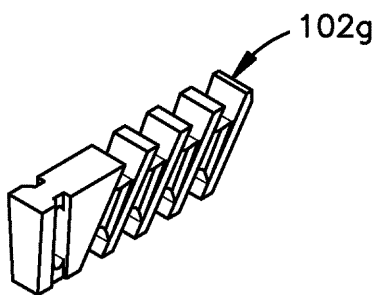
도면4j



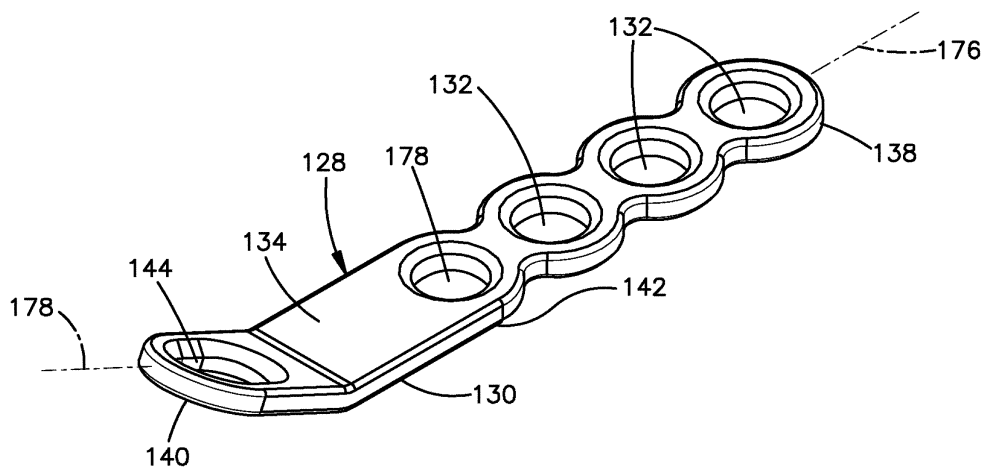
도면4k



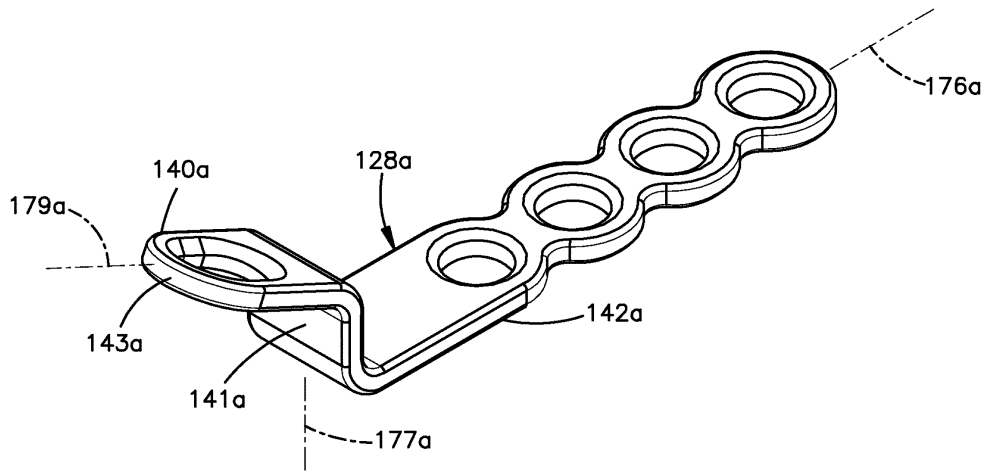
도면4l



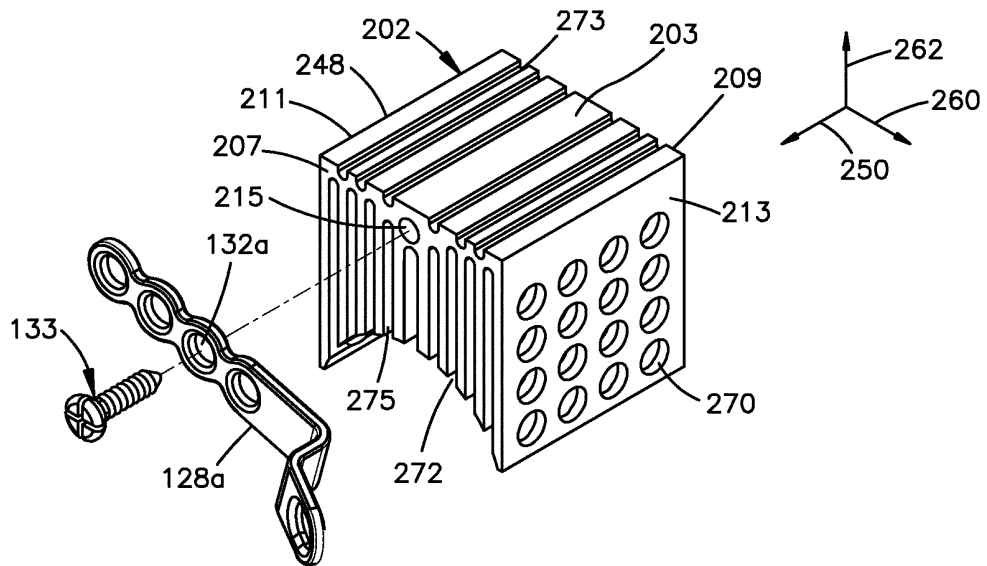
도면5a



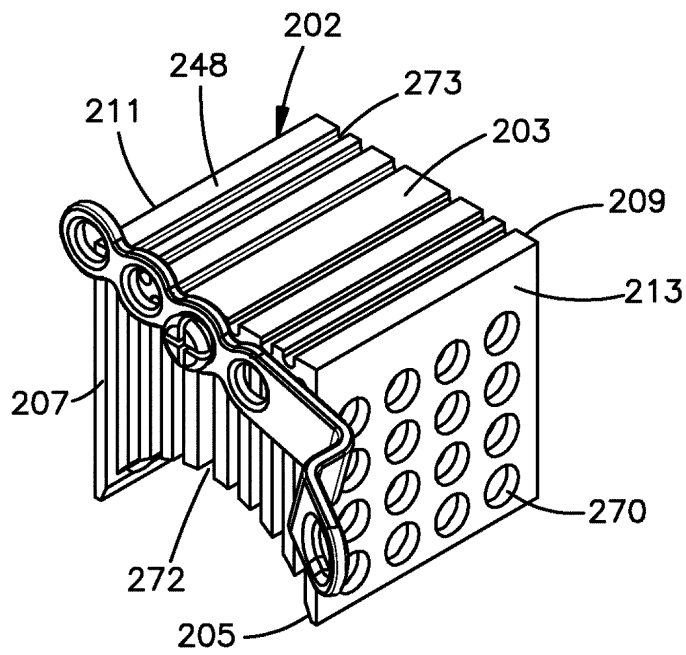
도면5b



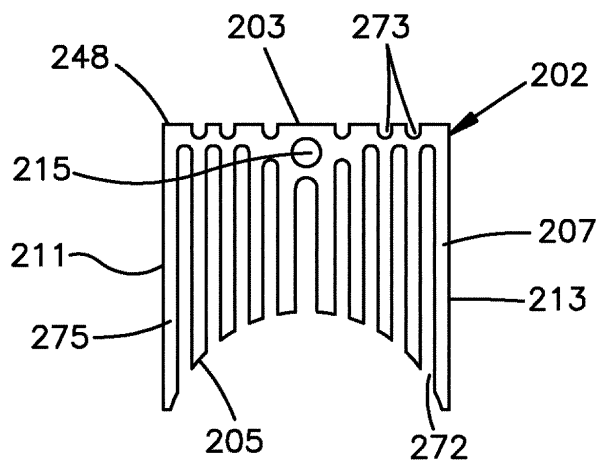
도면6a



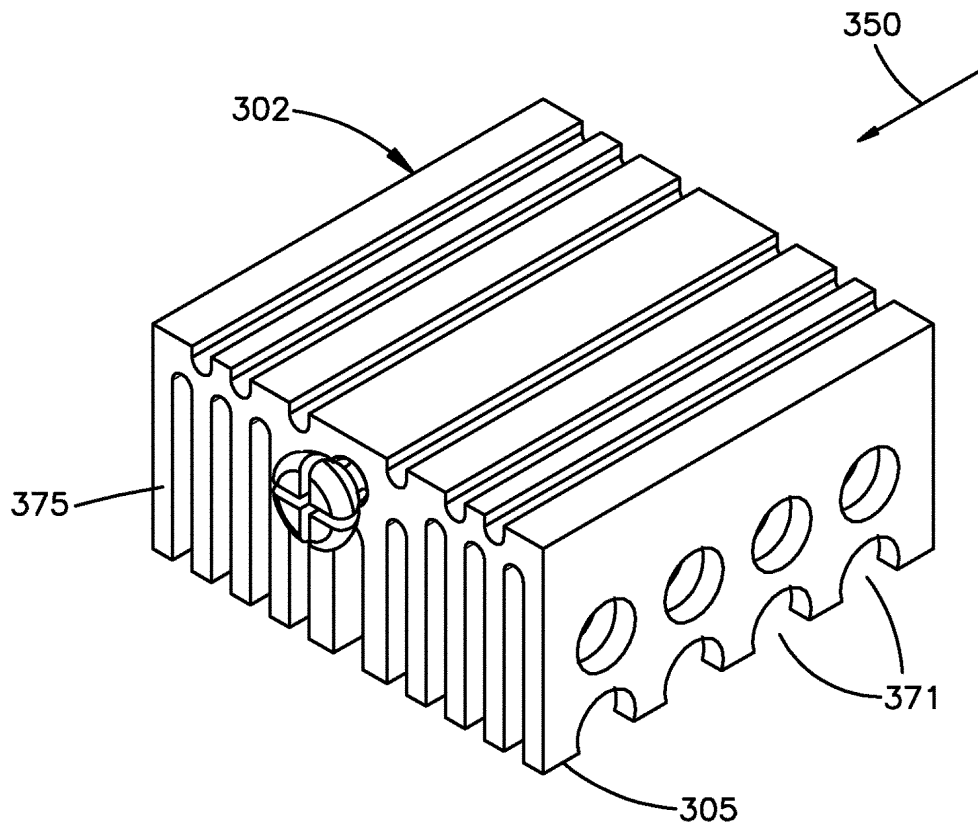
도면6b



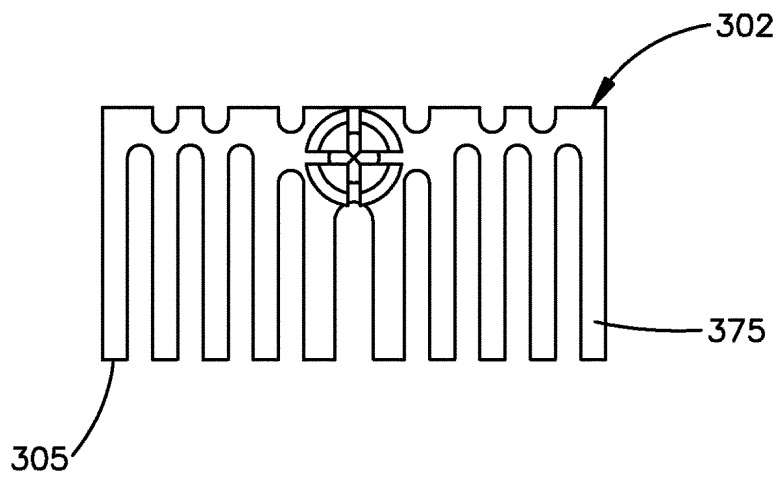
도면6c



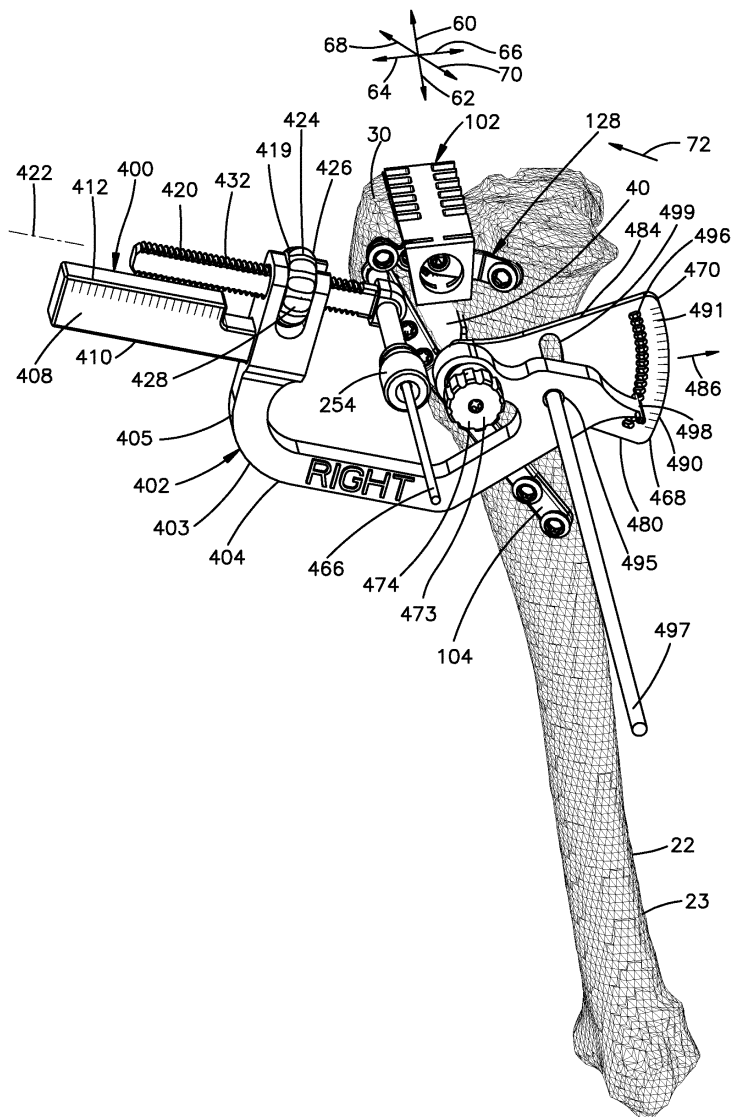
도면7a



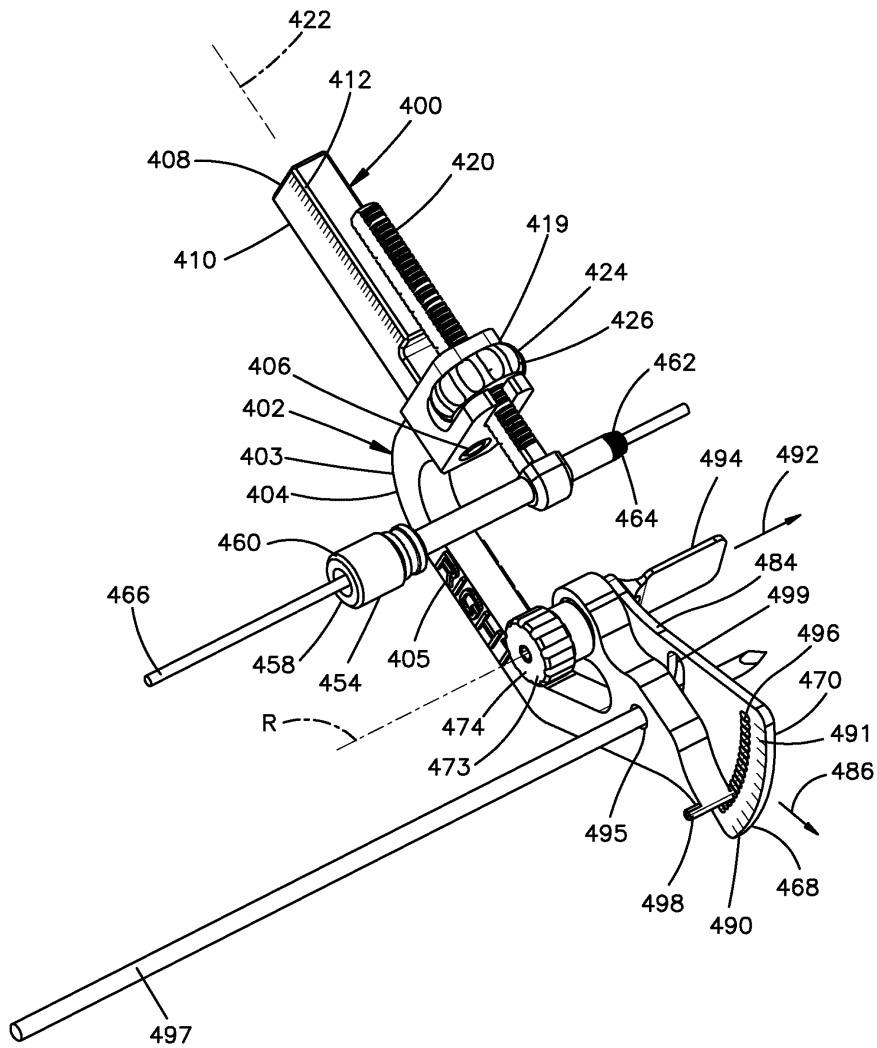
도면7b



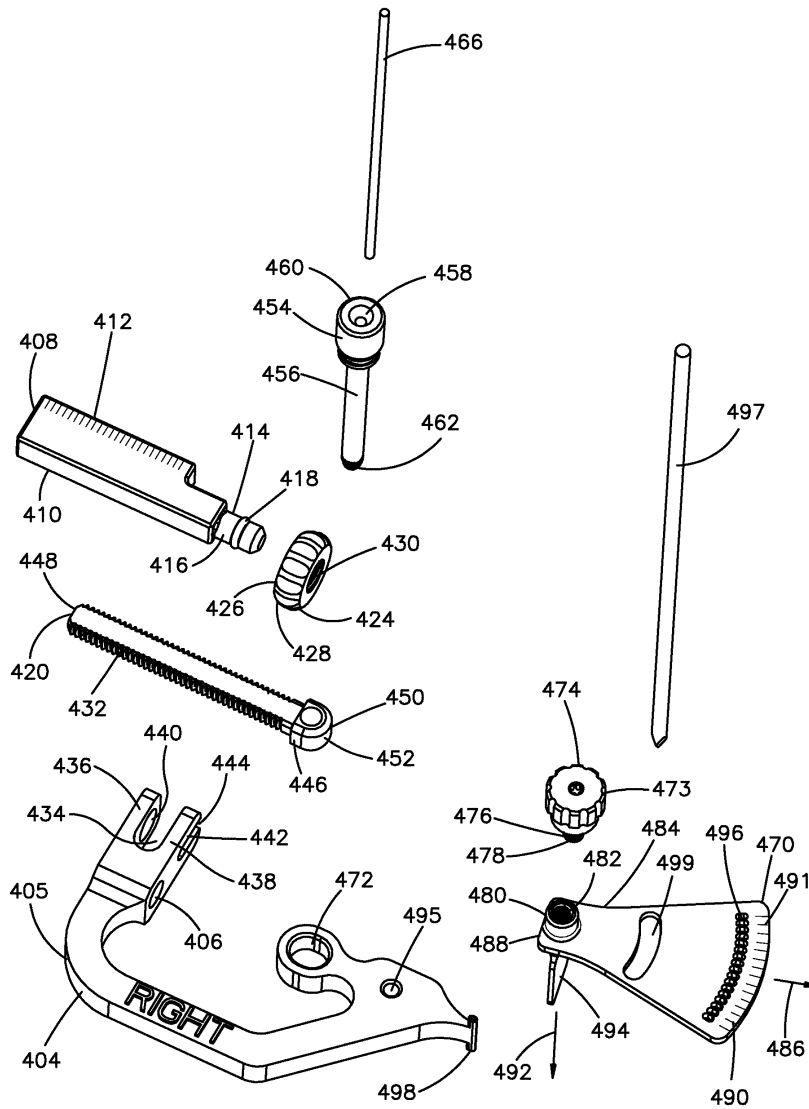
도면8a



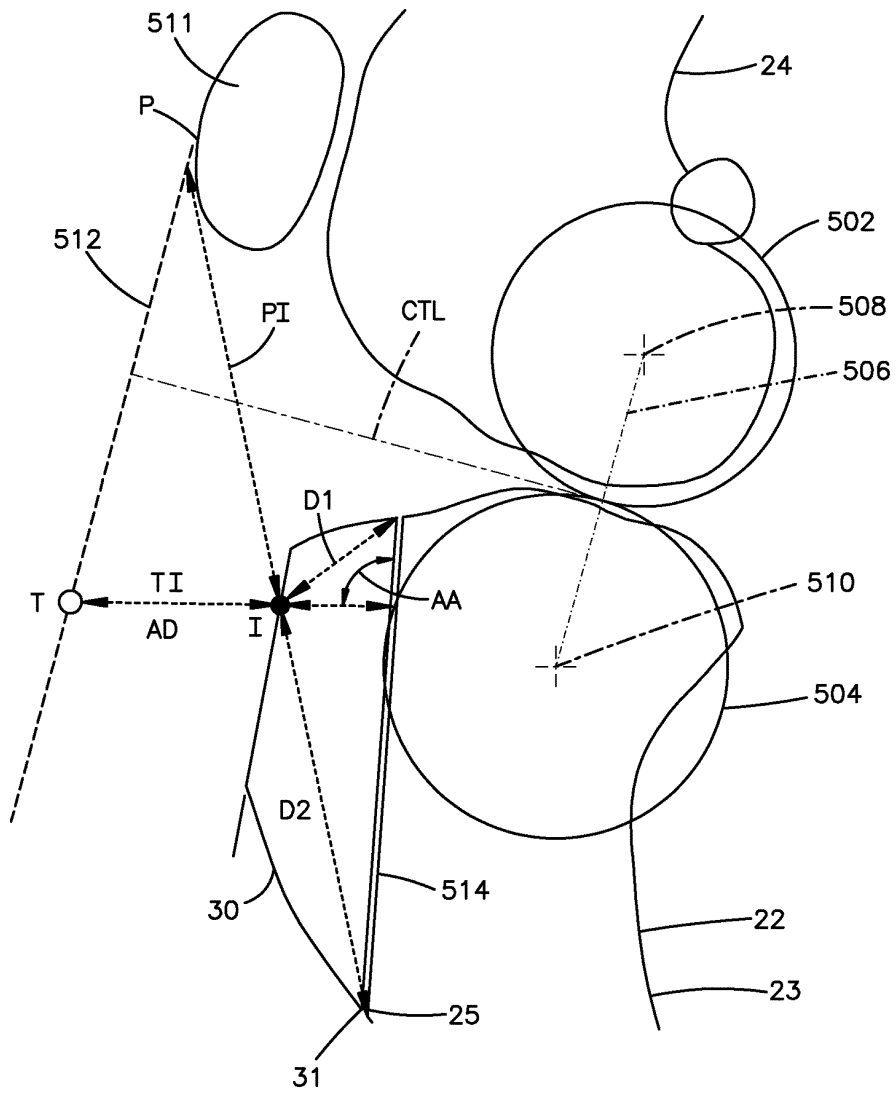
도면8b



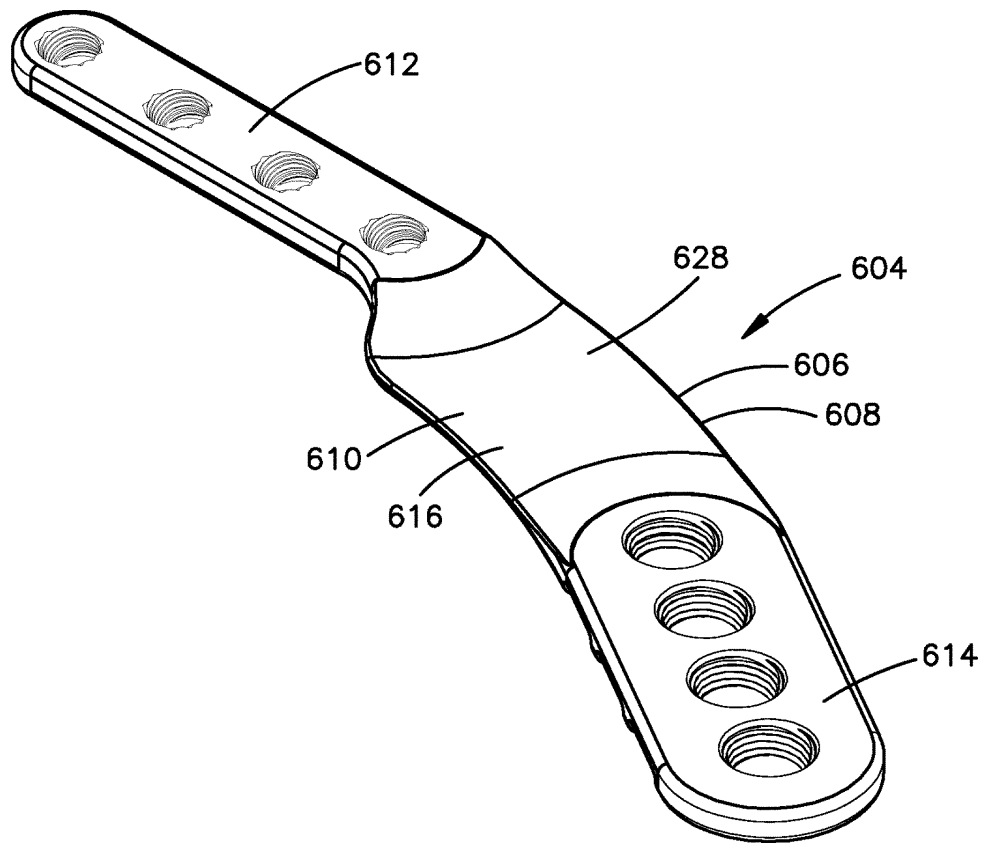
도면8c



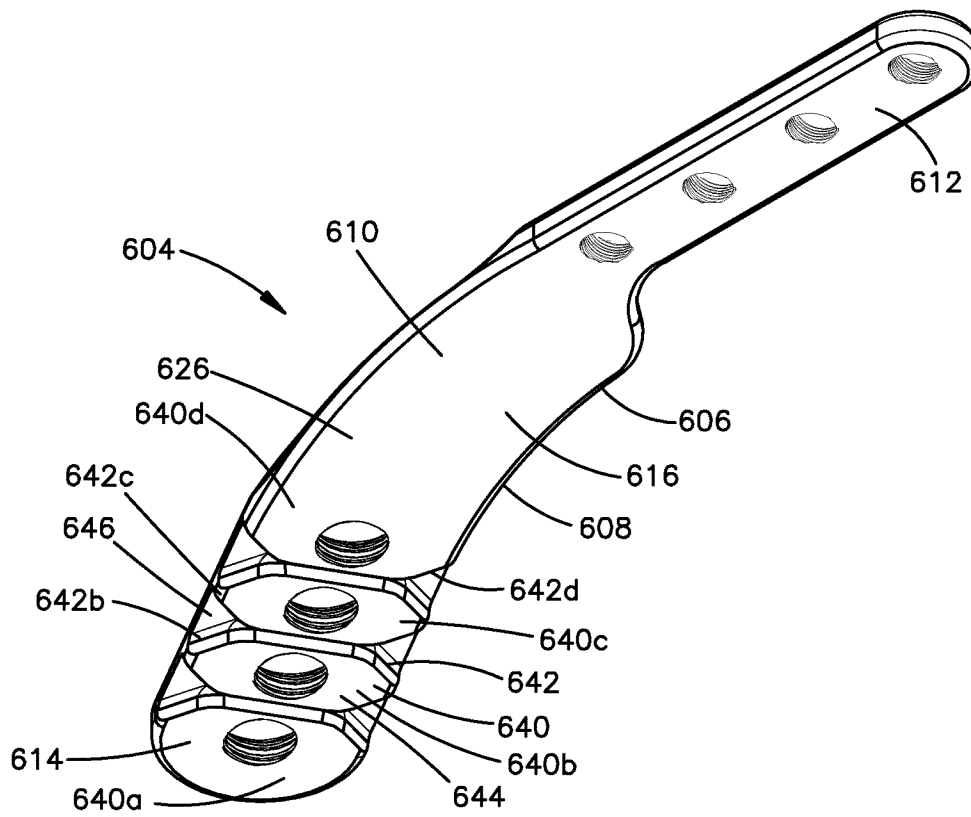
도면9



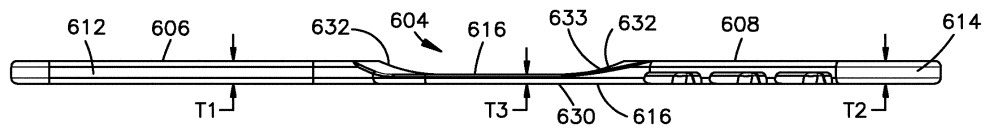
도면10a



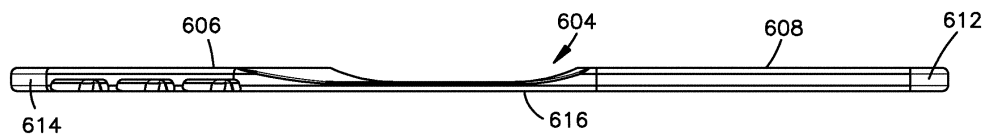
도면10b



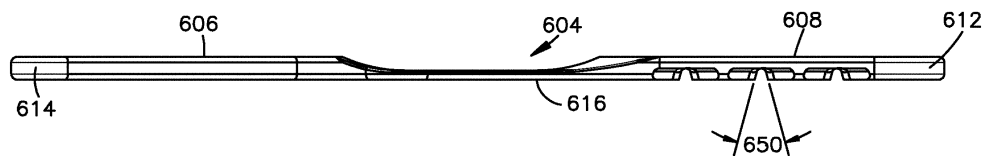
도면10c



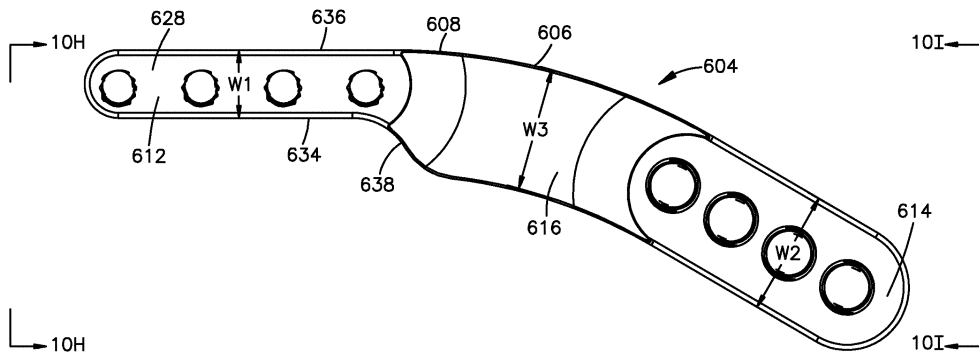
도면10d



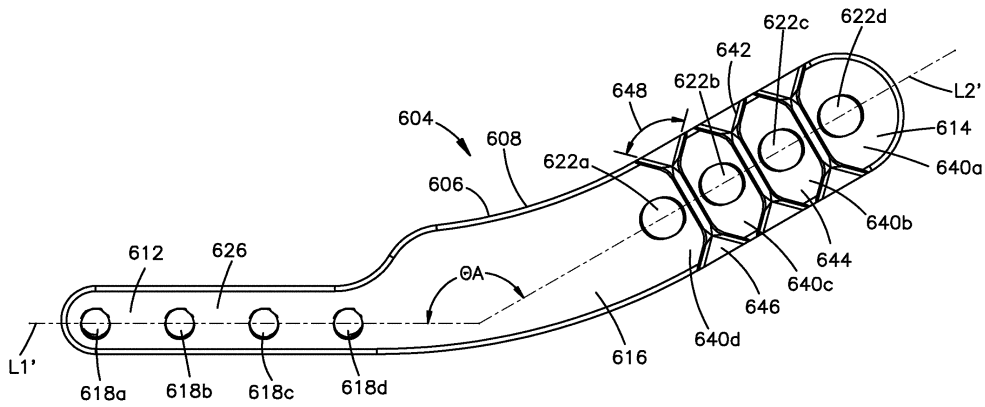
도면10e



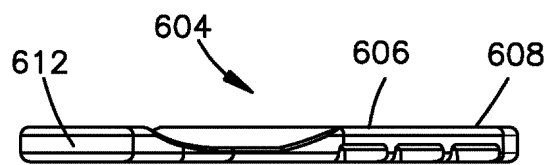
도면10f



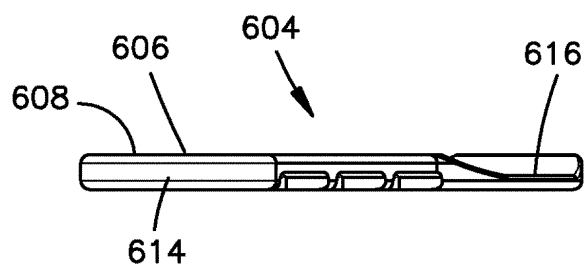
도면10g



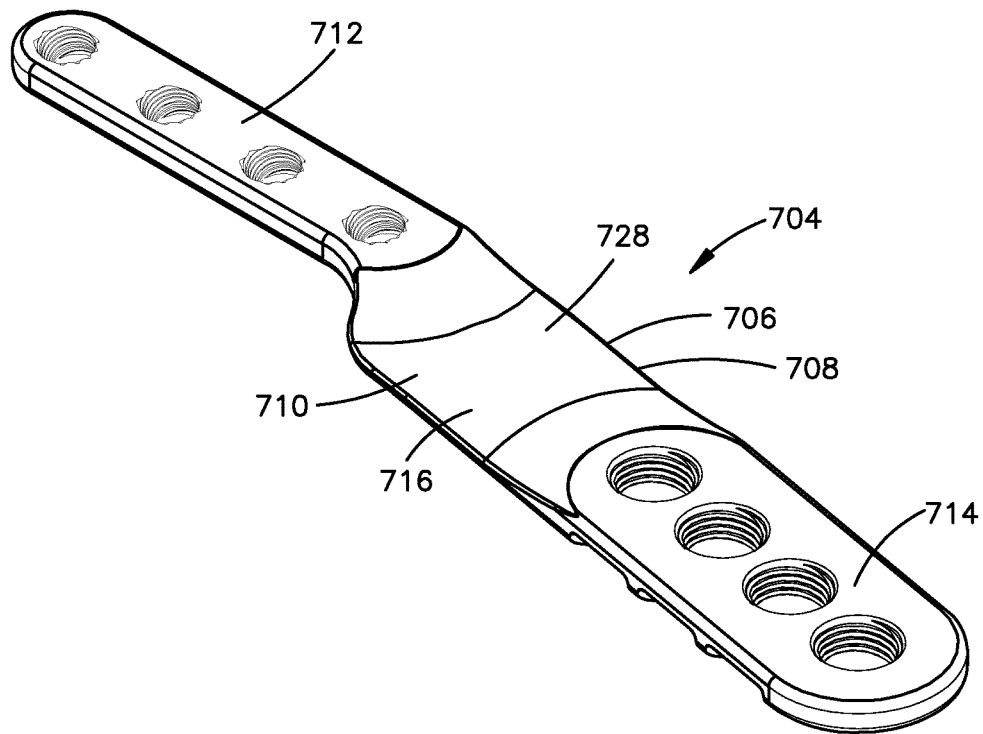
도면10h



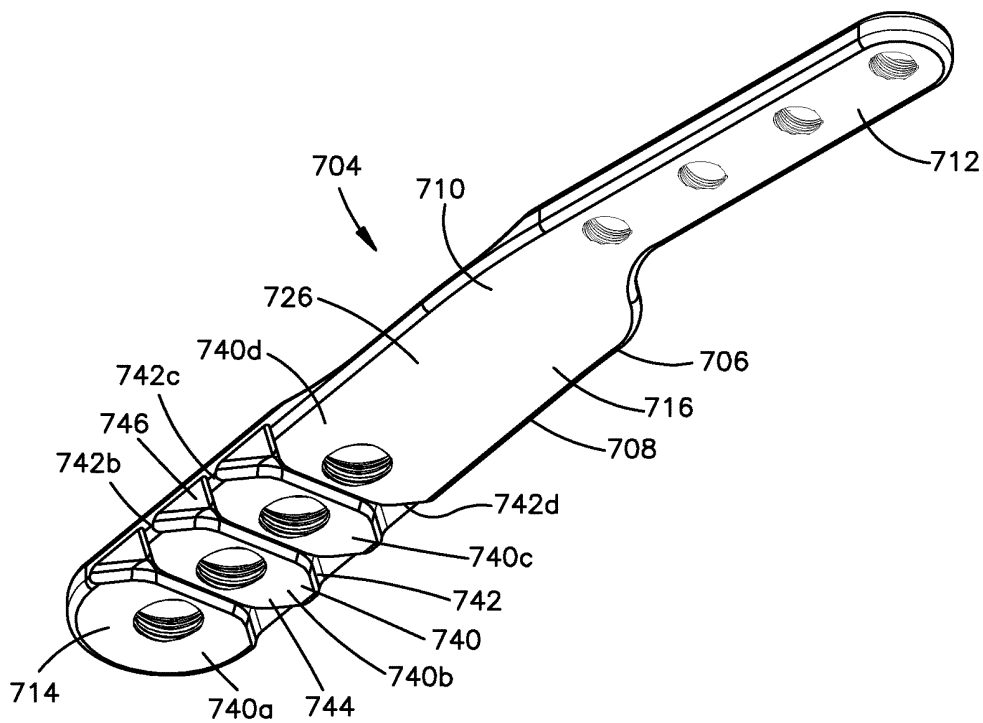
도면10i



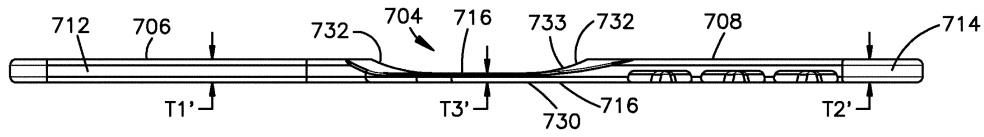
도면11a



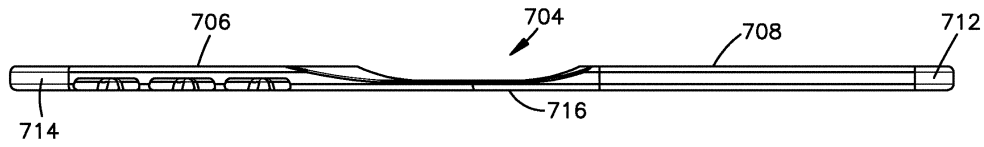
도면11b



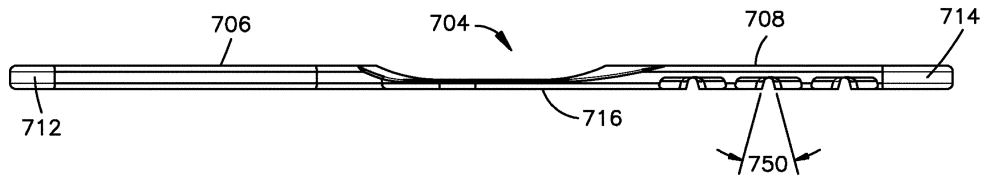
도면11c



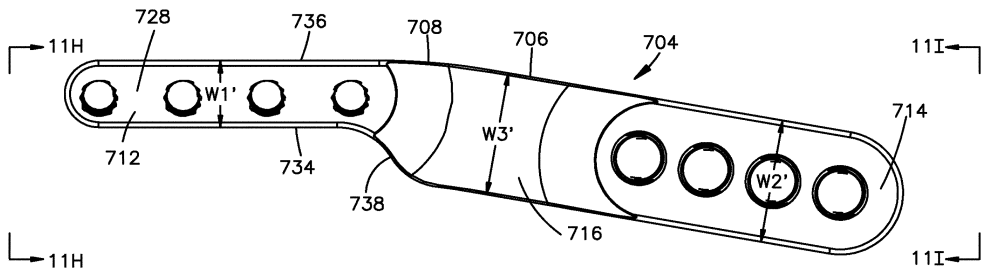
도면11d



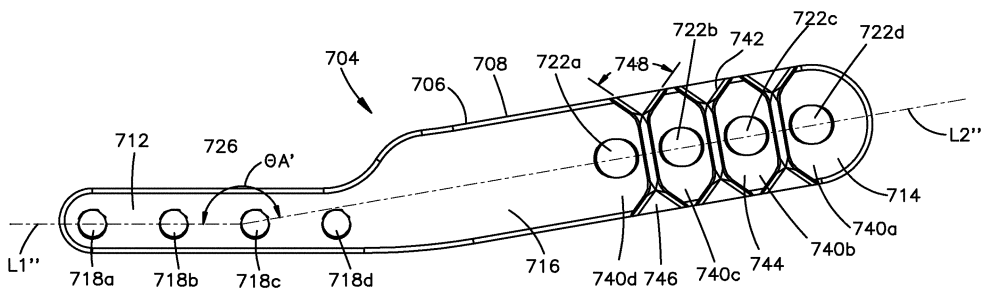
도면11e



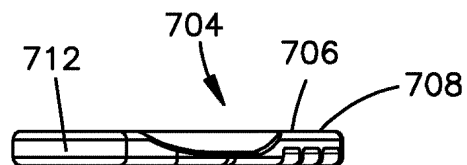
도면11f



도면11g



도면11h



도면11i

