



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2010-0032868
(43) 공개일자 2010년03월26일

(51) Int. Cl.

A61F 2/44 (2006.01) A61B 17/82 (2006.01)
A61B 17/70 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2009-7027661

(22) 출원일자 2008년06월02일
심사청구일자 없음

(85) 번역문제출일자 2009년12월31일

(86) 국제출원번호 PCT/US2008/065504

(87) 국제공개번호 WO 2008/151115
국제공개일자 2008년12월11일

(30) 우선권주장

11/757,084 2007년06월01일 미국(US)
11/839,821 2007년08월16일 미국(US)

(71) 출원인

워쏘우 오르쏘페딕 인코포레이티드

미합중국 인디애나주 46581, 워쏘우, 실비우스 크로싱 2500

(72) 별명자

칼스, 토마스 에이.

미합중국, 테네시주 38103, 멤피스, 리버 파크 848

랭, 에릭 씨.

미합중국, 테네시주 38017, 콜리어빌, 브룩스 블러프 코브 1990

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

김학제, 문혜정

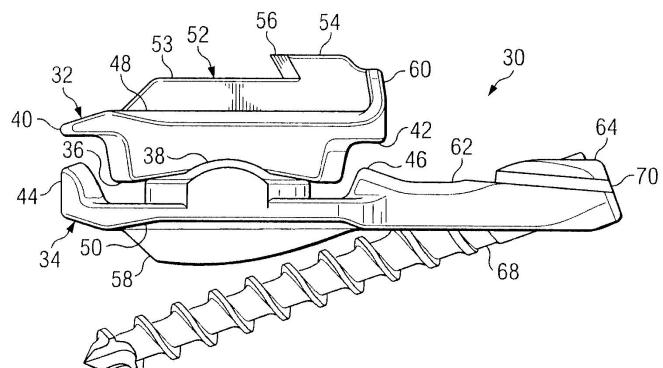
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 후방 전 관절 대체

(57) 요 약

상부 척추뼈와 하부 척추뼈 사이에 이식되는 인공 시스템은 상부 관절 구성요소를 포함한다. 상기 상부 관절 구성요소는 상부 접촉표면 및 상부 관절표면을 포함한다. 상기 시스템은 하부 관절 구성요소를 더 포함한다. 상기 하부 관절 구성요소는 하부 접촉표면 및 관절화 관절을 형성하기 위해 상기 상부 관절표면을 이동가능하게 체결하도록 구성된 하부 관절표면을 포함한다. 상기 관절화 관절은 상기 상부 척추뼈와 하부 척추뼈 사이의 디스크 공간 내에 이식되도록 되어 있고, 상기 상부 및 하부 척추뼈들이 서로에 대해 이동하는 것을 허용한다. 상기 시스템은 상기 상부 또는 하부 관절 구성요소들 중 어느 하나로부터 및 상기 디스크 공간으로부터 후방으로 연장되는 브릿지 구성요소를 더 포함한다. 상기 브릿지 구성요소는 상기 상부 또는 하부 관절 구성요소들 중 어느 하나와 대향하는 원위단부를 구비한다. 상기 브릿지 구성요소의 상기 원위단부는 패스너를 수용하도록 되어 있는 연결 구성요소를 포함한다.

대 표 도 - 도3



(72) 발명자

장, 질통

미합중국, 미네소타주 38017, 콜리어빌, 리버 파인
드라이브 1386

브래드독, 대니 에이치. 주니어.

미합중국, 테네시주 38138, 저먼타운, 썬클 게이트
드라이브 3015

험프리, 스티븐 씨.

미합중국, 테네시주 37451, 채터누가, 노포크 그린
씨클 1150

페슬러, 리차드 쥐.

미합중국, 일리노이주 60093, 위넷카, 트랩 레인
1314

특허청구의 범위

청구항 1

상부 척추뼈와 하부 척추뼈 사이에 이식되는 인공 시스템(prosthetic system)으로서, 상기 시스템이 상부 접촉표면(upper contact surface) 및 상부 관절표면(upper articulation surface)을 포함하는 상부 관절 구성요소(upper joint component);

하부 접촉표면(lower contact surface) 및 관절화 관절(articulating joint)을 형성하기 위해 상기 상부 관절 표면을 이동가능하게 체결하도록 구성된 하부 관절표면(lower articulation surface)을 포함하는 하부 관절 구성요소(lower joint component)로서, 여기서 상기 관절화 관절은 상기 상부 척추뼈와 하부 척추뼈 사이의 디스크 공간 내에 이식되도록 되어 있고, 상기 상부 및 하부 척추뼈들이 서로에 대해 이동하는 것을 허용하는 하부 관절 구성요소; 및

상기 상부 또는 하부 관절 구성요소들 중 어느 하나로부터 및 상기 디스크 공간으로부터 후방으로 연장되는 브릿지 구성요소(bridge component)로서, 상기 브릿지 구성요소는 상기 상부 또는 하부 관절 구성요소들 중 어느 하나와 대향하는 원위단부(distal end)를 구비하고, 여기서 상기 브릿지 구성요소의 상기 원위단부는 패스너(fastener)를 수용하도록 되어 있는 연결 구성요소(connection component)를 포함하는, 인공 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 인공 시스템이 상기 하부 관절표면의 전방에 배치되고 상기 상부 관절 구성요소와 접촉하여 상기 관절화 관절의 굴곡 운동(flexion motion) 시 상기 관절화 관절의 전위(dislocation)를 방지하도록 되어 있는 제1 범퍼(first bumper)를 더 포함하는 인공 시스템.

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 인공 시스템이 상기 하부 관절표면의 후방에 배치되고 상기 상부 관절 구성요소와 접촉하여 상기 관절화 관절의 신연 운동(extension motion) 시 상기 관절화 관절의 전위를 방지하도록 되어 있는 제2 범퍼(second bumper)를 더 포함하는 인공 시스템.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 인공 시스템이 상기 상부 접촉표면으로부터 연장되는 킬(keel)을 더 포함하고, 상기 킬은 제1 높이의 제1 신장부(elongated section) 및 제2 높이의 제2 연장부를 포함하며, 여기서 상기 제2 높이는 제1 높이보다 높은 인공 시스템.

청구항 5

제4항에 있어서, 상기 킬은 상부 또는 하부 접촉표면의 후방에지(posterior edge)로 연장되는 인공 시스템.

청구항 6

상부 척추뼈와 하부 척추뼈 사이에 이식되는 인공 시스템으로서, 상기 시스템이

상기 상부 척추뼈를 체결하도록 되어 있는 상부 표면(upper surface) 및 상부 관절표면을 포함하는 상부 전방 관절 구성요소(upper anterior joint component);

상기 하부 척추뼈를 체결하도록 되어 있는 하부 표면(lower surface) 및 상기 상부 및 하부 척추뼈들이 서로에 대해 이동하는 것을 허용하는 관절화 관절을 형성하기 위해 상기 상부 관절표면을 이동가능하게 체결하도록 구성된 하부 관절표면을 포함하는 하부 전방 관절 구성요소(lower anterior joint component)로서, 여기서 상기 관절화 관절은 상기 상부 척추뼈와 하부 척추뼈 사이의 디스크 공간 내에 배치되는, 하부 전방 관절 구성요소;

상기 상부 전방 관절 구성요소 및 상기 디스크 공간으로부터 후방으로 연장되는 상부 브릿지 구성요소(upper bridge component);

상기 하부 전방 관절 구성요소 및 상기 디스크 공간으로부터 후방으로 연장되는 하부 브릿지 구성요소(lower bridge component); 및

패스너를 수용하고 상기 패스터를 상기 각각의 상부 또는 하부 척추뼈 내로 향하게 하도록 되어 있는 상기 상부 또는 하부 브릿지 구성요소들 중 어느 하나에 있는 연결 구성요소를 포함하는, 인공 시스템.

청구항 7

제6항에 있어서, 상기 연결 구성요소는 상기 하부 브릿지 구성요소 내에 존재하는 인공 시스템.

청구항 8

제6항에 있어서, 상기 인공 시스템이

상기 상부 브릿지 구성요소의 원위단부로부터 연장되는 상부 후방 관절 구성요소(upper posterior joint component); 및

상부 하부 브릿지 구성요소의 원위단부로부터 연장되는 하부 후방 관절 구성요소(lower posterior joint component)를 더 포함하고,

여기서 상기 하부 후방 관절 구성요소는 상기 상부 후방 관절 구성요소를 통하여 연장되어 후방 관절을 형성하는 인공 시스템.

청구항 9

제8항에 있어서, 상기 상부 후방 관절 구성요소는 상기 하부 후방 관절 구성요소를 수용하는 개구부(opening)를 형성하는 한 쌍의 암을 포함하는 인공 시스템.

청구항 10

제6항에 있어서, 상기 인공 시스템이 상기 상부 표면으로부터 연장되는 킀을 더 포함하고, 상기 킀은 제1 높이의 제1 신장부 및 제2 높이의 제2 신장부를 포함하며, 여기서 상기 제2 높이는 제1 높이보다 높은 인공 시스템.

청구항 11

상부 척추뼈와 하부 척추뼈 사이의 추간 디스크 공간(intervertebral disc space) 내부에 나란히 배치되도록 되어 있는 한 쌍의 양측방향 인공장치들(bilateral prosthetic devices)로서, 여기서 상기 한 쌍의 양측방향 인공장치들 각각은

오목한 상부 관절표면 및 뼈 고정장치(bone fixation device)를 수용하도록 되어 있는 구멍(aperture)을 포함하는 상부 관절 구성요소;

내표면(inner surface), 상기 내표면으로부터 돌출되고 관절화 관절을 형성하기 위해 상기 오목한 상부 관절표면을 이동가능하게 체결하도록 구성된 볼록한 하부 관절표면, 및 뼈 고정장치를 수용하도록 되어 있는 구멍을 포함하는 한 쌍의 양측방향 인공장치들을 포함하는, 척추 인공 시스템(spinal prosthesis system).

청구항 12

제11항에 있어서, 상기 척추 인공 시스템이 상기 오목한 상부 관절표면으로부터 연장되고 상기 볼록한 하부 관절표면의 오목부(recess)를 이동가능하게 체결하는 크기로 형성된 돌출부(protrusion)를 더 포함하는 척추 인공 시스템.

청구항 13

제12항에 있어서, 상기 돌출부는 원통형인 척추 인공 시스템.

청구항 14

제12항에 있어서, 상기 돌출부는 아치 형상을 갖는 척추 인공 시스템.

청구항 15

제11항에 있어서, 상기 척추 인공 시스템이 상기 하부 관절 구성요소의 상기 내표면으로부터 연장되고 상기 상부 관절 구성요소의 오목부를 이동가능하게 체결하는 크기로 형성된 돌출부를 더 포함하는 척추 인공 시스템.

청구항 16

제15항에 있어서, 상기 돌출부는 상기 관절화 관절의 전방에 위치되는 척추 인공 시스템.

청구항 17

제15항에 있어서, 상기 돌출부는 상기 관절화 관절의 후방에 위치되는 척추 인공 시스템.

청구항 18

제15항에 있어서, 상기 돌출부는 탄성 재료(elastomeric material)로 형성되는 척추 인공 시스템.

청구항 19

제11항에 있어서, 상기 볼록한 하부 관절표면은 상기 하부 관절 구성요소의 상기 내표면과 일체로 형성되는 척추 인공 시스템.

청구항 20

제11항에 있어서, 와셔(washer)는 상기 볼록한 하부 관절표면과 상기 하부 관절 구성요소의 상기 내표면 사이에 적어도 부분적으로 연장되는 척추 인공 시스템.

명세서**기술 분야**

[0001] 본 발명은 포괄적으로 척추 수술 시스템 및 방법에 관한 것이며, 더욱 상세하게는 일부 구현예들에서 후방 이식 용 척추 관절성형 시스템 및 방법(spinal arthroplasty systems and methods)에 관한 것이다.

[0002]

배경기술

[0003] 때때로, 환자의 요통의 원인은 명백하지 않다. 가능성 있는 상기 통증의 원인들 가운데에는 척추 디스크 또는 관련 후관절의 질환, 퇴행 또는 손상이 포함된다. 척추 디스크 성형술은 관절 내 운동성을 보존하면서도 통증을 줄이는 척추관절 치료법 중 하나이다. 대안적인 치료법들은, 후관절을 제거하고 인공장치들로 대체하는 것에 초점을 맞추고 있다. 현재, 척추 디스크 및 관련 후관절들을 포함하는 전 척추관절(total spinal joint)의 치료를 위한 선택은 거의 존재하지 않는다. 기존의 디스크 관절성형술 장치들은 그 크기로 인하여, 전방수술접근법(anterior surgical approach)을 채택한다. 전방수술접근법은 침습이 클 뿐 아니라, 외과의는 질환이 있는 후관절들에 쉽게 접근하고 이를 치료하거나 대체할 수 없다. 따라서 덜 침습적인 시술들을 이용하여 척추 디스크 및 관련 후관절들 모두의 모든 또는 부분 기능을 대체하여 전 척추관절을 치료하기 위한 운동 보존 관절 대체 시스템(motion preserving joint replacement system)이 요구된다.

발명의 상세한 설명

[0004] [발명의 요약]

[0005] 일구현예에서, 상부 척추뼈와 하부 척추뼈 사이에 이식되는 인공 시스템(prosthetic system)은 상부 관절 구성요소(upper joint component)를 포함한다. 상기 상부 관절 구성요소는 상부 접촉표면(upper contact surface) 및 상부 관절표면(upper articulation surface)을 포함한다. 상기 시스템은 하부 관절 구성요소(lower joint component)를 더 포함한다. 상기 하부 관절 구성요소는 하부 접촉표면(lower contact surface) 및 관절화 관절(articulating joint)을 형성하기 위해 상기 상부 관절표면을 이동가능하게 체결하도록 구성된 하부 관절표면(lower articulation surface)을 포함한다. 상기 관절화 관절은 상기 상부 척추뼈와 하부 척추뼈 사이의 디스크 공간 내에 이식되도록 되어 있고, 상기 상부 및 하부 척추뼈들이 서로에 대해 이동하는 것을 허용한다. 상기 시스템은 상기 상부 또는 하부 관절 구성요소들 중 어느 하나로부터 및 상기 디스크 공간으로부터 후방으로 연장되는 브릿지 구성요소(bridge component)를 더 포함한다. 상기 브릿지 구성요소는 상기 상부 또는 하부 관절 구성요소들 중 어느 하나와 대향하는 원위단부(distal end)를 구비한다. 상기 브릿지 구성요소의 상기 원위단부는 패스너(fastener)를 수용하도록 되어 있는 연결 구성요소(connection component)를 포함한다.

- [0006] 다른 구현예에서, 상부 척추뼈와 하부 척추뼈 사이에 이식되는 인공 시스템은 상부 접촉표면 및 상부 관절표면을 갖는 상부 관절 구성요소를 포함한다. 상기 시스템은 하부 접촉표면 및 관절화 관절을 형성하기 위해 상기 상부 관절표면을 이동가능하게 체결하도록 구성된 하부 관절표면을 포함하는 하부 관절 구성요소를 더 구비한다. 상기 관절화 관절은 상기 상부 척추뼈와 하부 척추뼈 사이의 디스크 공간 내에 이식되도록 구성되어 있고, 상기 상부 및 하부 척추뼈들이 서로에 대해 이동하는 것을 허용한다. 상기 하부 관절 구성요소는 상기 하부 관절표면으로부터 전방으로 이격되어 배치되고, 상기 관절화 관절의 전위(dislocation)를 방지하기 위하여 상기 상부 관절 구성요소와 접촉하도록 되어 있는 제1 범퍼를 더 포함한다.
- [0007] 다른 구현예에서, 상부 척추뼈와 하부 척추뼈 사이에 이식되는 인공 시스템은 상기 상부 척추뼈를 체결하도록 되어 있는 상부 표면(upper surface) 및 상부 관절표면을 갖는 상부 전방 관절 구성요소(upper anterior joint component)를 포함한다. 상기 시스템은 상기 하부 척추뼈를 체결하도록 되어 있는 하부 표면(lower surface) 및 상기 상부 및 하부 척추뼈들이 서로에 대해 이동하는 것을 허용하는 관절화 관절을 형성하기 위해 상기 상부 관절표면을 이동가능하게 체결하도록 구성된 하부 관절표면을 포함하는 하부 전방 관절 구성요소(lower anterior joint component)를 더 포함한다. 상기 관절화 관절은 상기 상부 척추뼈와 하부 척추뼈 사이의 디스크 공간 내에 배치된다. 상기 시스템은 상기 상부 전방 관절 구성요소 및 상기 디스크 공간으로부터 후방으로 연장되는 상부 브릿지 구성요소(upper bridge component) 및 상기 하부 전방 관절 구성요소 및 상기 디스크 공간으로부터 후방으로 연장되는 하부 브릿지 구성요소(lower bridge component)를 더 포함한다. 상기 시스템은 상부 브릿지 구성요소 또는 하부 브릿지 구성요소에서 패스너를 수용하고 이를 상기 상부 또는 하부 척추뼈 내로 향하게 하도록 되어 있는 연결 구성요소를 역시 포함한다.
- [0008] 또 다른 구현예에서, 수술방법은 디스크 공간을 생성하기 위해 상부 척추뼈와 하부 척추뼈 사이로부터 본래의 추간 디스크(intervertebral disc)의 적어도 일부분을 제거하는 단계 및 상기 상부 또는 하부 척추뼈들 중 어느 하나로부터 하나 이상의 관절돌기(articular process)의 일부분을 제거하는 단계를 포함한다. 상기 방법은 제1 척추 관절성형 장치(first vertebral arthroplasty device)의 상위 구성요소(superior component)가 제1 척추 관절성형 장치의 하위 구성요소(inferior component)와 관절화 체결(articulating engagement)되도록 배치함으로써 제1 척추 성형기구의 관절을 조립하는 단계 및 상기 제1 관절성형 장치의 관절을 디스크 공간 내로 삽입하는 단계를 역시 포함한다. 상기 수술방법은 상기 디스크 공간 외측에 상기 하위 구성요소의 후방 연장부(posterior extension)를 위치시키는 단계 및 상기 하위 구성요소의 후방 연장부를 하부 척추뼈에 뼈 패스너(bone fastener)로 부착하는 단계를 더 포함한다. 상기 하위 구성요소의 전방 단부(anterior end)에 있는 제1 범퍼 구성요소(bumper component)는 제1 척추 관절성형 장치의 관절의 전위를 제한한다.
- [0009] 추가적이고도 대안적인 특징들, 이점들, 용도 및 구현예들이 아래 상세한 설명, 도면들 및 청구범위에 개시되거나 이들로부터 명백할 것이다.
- [0010] 몇몇 예시적 양상들에서, 본원에 개시된 운동 보존 인공장치(motion preservation prosthetic device)는 아래의 특허출원들에 개시되는 하나 이상의 피처들(features)을 포함할 수 있고, 이들의 전체 내용은 본원에 참조에 의해 편입된다:
- [0011] 2005년 1월 7일에 출원되고, 발명의 명칭이 "척추 관절성형 장치 및 방법(Spinal Arthroplasty Device and Method)"인 미국특허출원 제11/031,602호;
- [0012] 2005년 1월 7일에 출원되고, 발명의 명칭이 "듀얼 관절화 척추 장치 및 방법(Dual Articulating Spinal Device and Method)"인 미국특허출원 제11/031,603호;
- [0013] 2005년 1월 7일에 출원되고, 발명의 명칭이 "분리 척추 장치 및 방법(Split Spinal Device and Method)"인 미국특허출원 제11/031,780호;
- [0014] 2005년 1월 7일에 출원되고, 발명의 명칭이 "상호연결된 척추 장치 및 방법(Interconnected Spinal Device and Method)"인 미국특허출원 제11/031,904호;
- [0015] 2005년 1월 7일에 출원되고, 발명의 명칭이 "지지 구조 장치 및 방법(Support Structure Device and Method)"인 미국특허출원 제11/031,700호;
- [0016] 2005년 1월 7일에 출원되고, 발명의 명칭이 "이동 베어링 척추 장치 및 방법(Mobile Bearing Spinal Device and Method)"인 미국특허출원 제11/031,783호;
- [0017] 2005년 1월 7일에 출원되고, 발명의 명칭이 "중심방향으로 관절화되는 척추 장치 및 방법(Centrally

Articulating Spinal Device and Method)"인 미국특허출원 제11/031,781호;

[0018] 2005년 1월 7일에 출원되고, 발명의 명칭이 "후방 척추 장치 및 방법(Posterior Spinal Device and Method)"인 미국특허출원 제11/031,903호;

[0019] 2006년 1월 30일에 출원되고, 발명의 명칭이 "척추관절 재건을 위한 인공장치(Prosthetic Device for Spinal Joint Reconstruction)"인 미국특허출원 제11/342,961호;

[0020] 2006년 1월 30일에 출원되고, 발명의 명칭이 "후방 관절 대체장치(Posterior Joint Replacement Device)"인 미국특허출원 제11/343,159호 및

[0021] 2006년 1월 27일에 출원되고, 발명의 명칭이 "척추관절 재건을 위한 인공장치(Prosthetic Device for Spinal Joint Reconstruction)"인 미국특허출원 제11/494,311호.

[상세한 설명]

[0023] 본 발명은 포괄적으로 척추 수술 시스템 및 방법에 관한 것이며, 더욱 상세하게는 일부 구현예들에서 후방 이식 용 척추 관절성형 시스템 및 방법에 관한 것이다. 본 발명의 원리들에 대한 이해를 증진하기 위해, 도면들에 도시된 구현예들 또는 실시예들을 참조하고, 이들을 설명하기 위해 특정한 용어들이 사용될 것이다. 그러나 이에 의해 본 발명의 범위가 제한되지는 않을 것임이 이해될 것이다. 설명된 구현예들에서의 임의의 변경들 및 추가적인 수정들, 및 본원에 설명된 바와 같은 본 발명의 원리들의 임의의 추가적인 응용들은 본 발명과 관련된 분야의 기술자에게 통상적으로 착상될 수 있는 것으로 고려된다.

[0024] 도 1을 참조하면, 생체 추간 디스크들(D1, D2, D3)에 의해 각각 분리되는 일련의 척추뼈들(V1, V2, V3, V4)을 도시하는, 척주(10)의 시상도가 도시된다. 도면이 전체적으로 척주의 요추 부위를 도시한 것임이지만, 본 발명의 장치들, 시스템들 및 방법들은 흉추 및 경추를 포함하는 척주의 모든 영역들에도 적용될 수 있음을 이해하여야 한다.

[0025] 도 2를 참조하면, 척주(10)의 척추관절(vertebral joint: 12)은 인접한 척추뼈들(V1, V2)을 포함하고, 이들 사이에 추간 디스크(D1)가 연장된다. 척추뼈 V1은 전체적으로 원통형의 척추체부(vertebral body portion: 14), 하위 관절돌기(inferior articular process: 16) 및 하위 종판(inferior endplate: 18)을 포함한다. 척추뼈 V2는 전체적으로 원통형의 척추체부(20), 상위 관절돌기(superior articular process: 22) 및 상위 종판(superior endplate: 24)을 포함한다. 참조를 위해, 종축(19)이 척추체부들(14, 20)의 중심을 통과하여 연장된다. 척추경(pedicle: 25)은 척추체부 20과 상위 관절돌기(22) 사이에서 연장된다. 하위 관절돌기(16) 및 상위 관절돌기(22)는 후관절(facet or zygapophy seal joint: 26)을 형성한다. 후관절(26)은 관절돌기들(16, 22)을 위한 관절화 표면(articulating surface)을 제공하는 유체 충진 캡슐 및 연골(fluid filled capsule and cartilage)을 갖는다. 디스크(D1) 및 후관절(26) 양자로 인하여 인접한 뼈 표면들 간 운동이 가능하여 전 척추 관절(total spinal joint: 12)이 정상 범위의 굴곡/신연, 옆으로 굽힘 및 회전 운동이 가능해진다. 디스크(D1) 및/또는 후관절(26)이 노화, 질환 또는 기타의 원인으로 퇴행되기 때문에, 디스크, 후관절, 및/또는 관절돌기들(16, 22)의 전부 또는 일부분들이 제거되고 척추관절(12) 내에서의 운동성을 보존할 수 있는 인공장치로 대체될 수 있다. 상세하게 설명되지 않지만, 제2 양측방향 인공장치 역시 디스크(D1)의 기능 및 후관절(26)과 대항하는 제2 후관절의 기능의 일부분을 대체하기 위하여 사용될 수 있다.

[0026] 도 3 내지 7을 참조하면, 일구현예에서, 인공장치(prosthetic device: 30)는 척추관절(12) 내 운동성을 보존할 수 있다. 인공장치(30)는 상부 관절 구성요소(32) 및 하부 관절 구성요소(34)를 포함한다. 상부 관절 구성요소(32)는 평활하고, 오목하며 전체적으로 구 형상일 수 있는 관절표면(36)을 포함한다. 하부 관절 구성요소(34)는 평활하고(smooth), 볼록하며 전체적으로 구 형상일 수 있는 관절표면(38)을 포함한다. 조립되면, 관절 표면 36은 관절표면 38과 채결하여 볼-및-소켓 스타일 전방 관절(ball-and-socket style anterior joint)을 형성할 수 있다.

[0027] "구(spherical)" 형상 표면은 균일한 곡률반경(radius of curvature)을 갖는 임의의 만곡표면(curved surface)을 포함하는 것으로 이해되고, 구면 캡(spherical cap) 또는 구태(球台, segment of a sphere)로 언급될 수 있다. 대안적인 구현예들에서, 구형상이 아닌 만곡표면들이 관절표면들로 기능할 수 있어 인공장치의 운동의 범위에 특정 제한을 부여할 수 있다. 또 다른 대안적인 구현예들에서, 관절이 반전되어 상부 관절표면이 볼록 형상을 갖고 하부 관절표면이 오목형상을 가질 수 있다.

[0028] 상부 관절 구성요소(32)는 범퍼 또는 운동 제한기들(motion limiters: 40, 42)을 더 포함하고, 본 발명에서 이

들은 오목한 솔더들(recessed shoulders)이다. 하부 관절 구성요소(34)는 범퍼 또는 운동 제한기들(44, 46)을 포함하고, 본 구현예에서 이들은 상향으로 돌출된 연장부들이고, 관절표면(38)로부터 이격되어 있다. 아래에서 더욱 상세하게 설명될 바와 같이, 한 쌍의 운동 제한기들 40, 44 및 한 쌍의 운동 제한기들 42, 46은 굴곡/신연 운동을 원하는 범위로 구속할 수 있어, 관절표면들(36, 38)에 의해 형성된 관절의 전위(dislocation)를 방지하거나 제한한다. 운동 제한기들은 굴곡/신연 운동의 범위를 더 크게 또는 더 작게 되게 그 모양이 이루어질 수 있다. 예를 들어, 관절표면 38로부터 각도가 벗어난 운동 제한기 44 상의 표면은 측(19)에 평행한 운동 제한기 표면보다 더 큰 굴곡 운동을 허용할 수 있다.

[0029] 상부 관절 구성요소(32)는 척추 종판(18)과 접하는 외부 접촉표면(outer contact surface: 48)을 더 포함할 수 있고, 하부 관절 구성요소(34)는 척추 종판(24)과 접하는 외부 접촉표면(50)을 더 포함할 수 있다.

[0030] 상부 관절 구성요소(32)는 외부 접촉표면(48)으로부터 연장되고 신장부(elongated portion) 53 및 신장부 54를 포함하는 상부 킬(upper keel: 52)을 더 포함한다. 신장부 54가 신장부 53보다 더 높아서 인공장치(30)는 척추체(14)의 외벽의 단단한 피질뼈와의 안정성을 더욱 확보할 수 있다. 본 구현예에서, 융기된 킬부(raised keel portion: 54)는 뾰족하고도 언더컷팅된 선단 에지(leading edge: 56)를 구비하여 척추체(14) 및 종판(18)에서 채널 절삭이 가능하며, 장치(30)가 척추체(14)로부터 깎여 나오지(skiving off) 않도록 한다. 본 구현예에서, 융기된 킬부(54)는 상부 킬(52)의 대략 1/3 정도의 길이를 갖고 상부 관절 구성요소의 후방 에지로 연장되어 추가적인 안정성을 제공한다. 대안적인 구현예들에서, 상부 킬은 원하는 안정성을 달성하기 위하여 더 길거나 짧을 수 있다. 하부 관절 구성요소(34)는 외부 접촉표면(50)으로부터 연장되는 하부 킬(lower keel: 58)을 포함할 수 있다.

[0031] 대안적인 구현예들에서, 킬의 폭은 다양할 수 있다. 예를 들어, 킬의 하부 부분은 킬의 융기부(taller portion)보다 더 좁을 수 있다. 다른 구현예에서 킬은 테이퍼지거나(taper) 기복형 과형(undulating wave form)을 가질 수 있다. 또 다른 대안적인 구현예에서, 킬은 천공되거나 다공성일 수 있어 뼈 성장을 촉진시킬 수 있다.

[0032] 상부 관절 구성요소(32)는 외부 접촉표면(48)의 후방 에지로부터 상향으로 연장되는 후방 텁(posterior tab: 60)을 더 포함할 수 있다. 본 구현예에서, 텁(60)은 접촉표면(48)에 대하여 전제적으로 수직이거나 약간 예각일 수 있다. 텁(60)은 상부 킬(52)의 후방 단부(posterior end)와 일체로 형성되거나 그렇지 않으면 상기 단부에 접할(abut) 수 있다. 아래에서 더욱 상세하게 설명될 바와 같이, 후방 텁(60)은 장치(30)가 추간 디스크 공간 내로 너무 멀리 전방으로 삽입되지 않도록 정지부(stop)로 기능한다. 텁(60)의 위치는 이식의 진행과정을 결정하고 후방 텁(60)이 척추체(14)의 후방 벽(posterior wall)과 접촉되는 장치(30)의 완전한 이식 시점 여부를 확인하기 위해 수술되는 동안 형광투시법 또는 기타의 시각화 방법에 의해 모니터링될 수 있다. 후방 텁(60)의 위치가 관절표면들(36, 38)에 의해 형성되는 관절의 회전 중심(center of rotation)에 비해 고정될 수 있기 때문에, 후방 텁(60)의 위치는 회전 중심의 위치의 지시자(indicator)로 기능할 수 있다. 외과의가 원하는 회전 중심의 위치를 결정한 이후에, 상부 관절 구성요소(32)는, 후방 텁(60)이 척추체(14)의 후방벽에 대하여 위치될 때 회전 중심이 소정의 원하는 위치로 이동될 수 있도록 선정될 수 있다.

[0033] 인공장치(30)는 하부 관절 구성요소(34)로부터 후방으로 연장되는 브릿지 구성요소(62)를 더 포함할 수 있다. 장착될 때, 브릿지 구성요소(62)는 척추체들(14, 20) 사이의 추간 디스크 공간으로부터 후방으로 및 척추경(25)의 적어도 일부분을 따라 원위단부(64)로 더욱 연장될 수 있다. 대안적인 구현예에서, 척추경(25)의 전부 또는 일부분이 제거되어 브릿지 구성요소는 본래의 구조체들로부터 거의 또는 전혀 지지될 수 없다.

[0034] 브릿지 구성요소(62)의 원위단부(64)는 연결 구성요소(66)를 더 포함할 수 있는데, 본 구현예에서 이것은 패스너(68)를 수용하는 통로이다. 본 구현예에서, 패스너(68)는 뼈 나사이지만, 대안적인 구현예들에서 못, 스테이플 또는 기타의 기계적 또는 화학적 패스너와 같은 패스너가 적합할 수 있다. 연결 구성요소(66)의 배향으로 인하여, 패스너(68)는 나사가 척추경을 통과하여 정의되는 중심축으로부터 경사지게 각을 이루거나 빗나간(skewed) 경로를 지나도록 척추경 외부로(extrapedicularly) 삽입되게 된다. 패스너(68)는 척추경(25)의 일부분을 거쳐 및 척추체(20) 내로 나사식으로 박힌다. 척추경 외부 고정(Extrapedicular fixation)은 척추경을 통하여 전제적으로 후방-전방으로 정의되는 중심축 아래에 있는 경로를 따르지 않는 임의의 척추경 내로 고정일 수 있다. 본 구현예에서, 나사는 척추경의 상부 벽을 통과하여 강한 피질 고정을 이룰 수 있다. 모든 구현예들에서, 패스너들은 관절들(articulations), 연조직들 및 신경 구조체들(neural structures)을 해치지 않도록 적어도 부분적으로 물려날(recessed) 수 있다.

[0035] 장착될 때, 브릿지 구성요소(62) 및 패스너(68)는 장치(30)의 과도한 이동, 특히 굴곡/신연 운동들을 제한할 수

있다. 또한, 브릿지 구성요소(62)는 하부 척추뼈(V2)로 하중을 분산시킬 수 있어, 하부 관절 구성요소(34)가 척추체(20)로 힘을 물릴 가능성을 감소시킨다.

[0036] 연결 구성요소(66)는 잠금 클립(locking clip: 70)을 더 포함하는데, 본 구현예에서 이것은 패스너(68)를 제자리에 고정시켜 특히 관절(12)이 운동 상태에 있을 때 패스너(68)가 뒤로 분리되지 않도록 하는, 탄력적으로 변형가능한 C자형 구조체이다. 대안적인 구현예들에서, 잠금 클립은 캡, 클램프, 접착제 또는 기타의 패스너(68) 이동을 제한할 수 있는 기계적 또는 화학적 시스템일 수 있다는 것으로 이해된다.

[0037] 관절 구성요소들(32, 34) 및 브릿지 구성요소(62)의 크기 및 형상은 후방수술접근법(posterior surgical approach)의 조건에 따라 제한될 수 있다. 예를 들어, 전방 관절 구성요소들(32, 34)은 하중을 분산시키고 힘을 기능성을 줄이면서도 후방 수술 노출부, 캠빈 삼각형(Kambin's triangle) 및 기타의 신경요소들을 통과하여 맞추기 위해 척추 종관 면적을 최대로 포함하도록 구성될 수 있다. 표면을 최대로 포함하기 위하여, 전방 관절 구성요소들(32, 34)의 재료는 관절표면들(36, 38)로부터 각각 전방으로 연장될 수 있다. 브릿지 구성요소(62)의 폭 역시 캠빈 삼각형을 통과하여 신경요소들과 공존하기 위해 최소화된다.

[0038] 대안적인 구현예들에서, 상부 및 하부 관절 구성요소들은 다양한 높이로 제공될 수 있다. 예를 들어, 상부 관절 구성요소의 높이는 두꺼운 접촉표면으로 상기 구성요소를 제조함으로써 증가될 수 있다. 유사하게, 하부 관절 구성요소는 재료가 부가되어 그것의 총 높이가 증가될 수 있다. 선택가능한 다양한 높이들로 상기 구성요소들이 제공됨에 따라 외과의는 관절 내에 적당한 장력을 형성시켜 상부 및 하부 관절 구성요소들 내로 뼈 성장을 촉진시키고 원하는 운동 범위를 달성할 수 있다. 또 다른 대안적인 구현예들에서, 상부 및 하부 관절 구성요소들의 높이들은 상기 구성요소들의 길이들을 따라 증가되거나 감소되어 척추 전만증 및 후만증을 야기할 수 있다. 상부 접촉표면과 하부 접촉표면 사이의 각도를 조정함으로써 외과의는 환자의 해부학적 구조체들 사이에서의 변화 또는 가변성 또는 허리엉치관절(L5-S1)과 같은 척주의 레벨들 사이의 변화에 대처할 수 있다. 외과의가 척추 레벨(vertebral level) 또는 환자의 해부학적 구조체에 기초하여 인공장치의 높이, 경사(angulation) 및 성능을 변경시킴으로써 양호한 맞춤 및 환자에 대한 양호한 예후를 보장할 수 있다.

[0039] 인공장치(30)는 코발트-크롬 합금, 티타늄 합금, 니켈 티타늄 합금, 및/또는 스테인리스 스틸 합금과 같은 금속들을 포함하는 임의의 적절한 생체적합성 재료로 형성될 수 있다. 세라믹 소재를 예를 들어 산화 알루미늄 또는 알루미나, 산화 지르코늄 또는 지르코니아, 다이아몬드 미립자 소결체(compact of particulate diamond), 및/또는 열분해 탄소가 적합할 수 있다. 폴리에터에터케톤(polyetheretherketone: PEEK), 탄소-강화 PEEK, 또는 폴리에터케톤케톤(polyetherketoneketone: PEKK)과 같은 폴리아릴에터케톤(polyaryletherketone: PAEK)족의 임의의 멤버; 폴리설휘; 폴리에테리미드; 폴리이미드; 초고분자량 폴리에틸렌(ultra-high molecular weight polyethylene: UHMWPE); 및/또는 가교 UHMWPE를 포함하는 고분자 재료들 역시 사용될 수 있다. 인공장치(30)를 구성하는 다양한 구성요소들은 상이한 재료로 형성될 수 있어 금속 상의 금속, 세라믹 상의 금속, 고분자 상의 금속, 세라믹 상의 세라믹, 고분자 상의 세라믹 또는 고분자 상의 고분자 구성들을 가질 수 있다.

[0040] 접촉표면들(48, 50); 킬들(52, 58); 및 브릿지 구성요소(62)를 포함하는 인공장치(30)의 뼈 접촉표면들은 이식된 인공장치의 고정화를 개선하는 피쳐들 또는 코팅층들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 표면들은 화학적 애칭, 비드-블라스팅, 샌딩, 그라인딩, 톱니화(serrating) 및/또는 다이아몬드-커팅과 같은 것에 의해 조면화될(roughened) 수 있다. 인공장치(30)의 뼈 접촉표면들의 전부 또는 일부분은 뼈의 성장 및 고정화를 촉진시키기 위하여 하이드록시아파타이드(HA), 트리칼슘포스페이트(TCP) 및/또는 칼슘 카보네이트와 같은 생체적합성 및 뼈 전도성(osteoconductive) 재료로 코팅될 수 있다. 대안으로, 전환성장인자(transforming growth factor: TGF) 베타 상과(beta superfamily)로부터의 단백질, 또는 BMP2 또는 BMP7와 같은 뼈-형태발생 단백질(bone-morphogenic proteins)과 같은 뼈 전도성 코팅제가 사용될 수 있다. 기타의 적절한 피쳐들은 스파이크, 리지(ridges) 및/또는 기타의 표면 텍스처(surface textures)를 포함할 수 있다.

[0041] 아래에 설명될 바와 같이, 인공장치(30)는 척추뼈들(V1, V2) 사이에 장착될 수 있다. 인공장치(30)는 공지된 신경공 경유 요추체간유합술(transforaminal lumbar interbody fusion: TLIF) 또는 후방 요추체간유합술(posterior lumbar interbody fusion: PLIF)과 유사한 후방 신경공 접근법들(posterior transforaminal approach)을 이용하여 환자 내로 이식될 수 있다. PLIF 타입의 접근법이 더욱 안쪽에 접근되며 척추 디스크 공간에 접근하기 위하여 가로 뿌리(traversing root) 및 경질막을 더욱 뒤로 당겨야 한다. 이를 구조체들 사이의 공간은 캠빈 삼각형이라 알려져 있다. TLIF 접근법은 전형적으로 더욱 경사되어 접근되고 출구 뿌리(exiting root)를 뒤로 덜 당기고 가로 구조체들(traversing structures)를 뒤로 덜 당김으로써 경막외출혈(epidural bleeding)이 줄어든다. 또한 출구 신경뿌리(exiting nerve root) 위치 위에 및 캠빈 삼각형 외부에서 최외측

접근법(far lateral approach)을 이용하여 척추간 공간에 접근할 수 있다. 일부 경우들에서 후관절들을 절제하지 않고 최외측 접근법을 통해 척추간 공간에 접근할 수 있다. 또한 요근(psoas)를 통한 직접적인 외측 접근법도 공지되어 있다. 이러한 접근법은 후방 신경요소들을 완전하게 회피한다. 본 발명의 구현예들은 임의의 이러한 일반적인 접근법들 또는 이들의 조합을 채택할 수 있다.

[0042] 하나 이상의 이러한 접근법들에 의해, 중간선 절개부(midline incision)와 같은 절개부가 환자의 등 부위에서 이루어지고 구멍을 통해 문제의 디스크 D1 및 주변 조직의 일부 또는 전부가 제거될 수 있다. 척추뼈 V2의 상위 종판(24)은 하부 관절 구성요소(34)의 외부 접촉표면(50)의 프로파일과 일치되도록 밀링되거나 갈리거나(rasp) 그렇지 않으면 절제되어(resect), 종판(24) 상의 응력 분배를 정규화하고/하거나 뼈 성장 이전의 초기 고정화를 제공할 수 있다. 척추뼈 V2의 종판(24)을 가공하여 편평 표면(flattened surface), 또는 포켓, 그루브 또는 외부 접촉표면(50) 상의 괴처들과 매치될 수 있는 기타의 대응하는 외관들과 같은 표면 외관(surface contours)이 형성된다. 척추뼈 V1의 하위 종판(18)도 유사하게 가공되어 출구 신경뿌리 및 후근절(dorsal root ganglia)에 의해 허용되는 정도로 상부 관절 구성요소(32)가 수용된다. 후관절(26) 대체 여부에 따라, 본래의 후관절 및 대응하는 관절돌기들(16, 22)이 브릿지 구성요소(62)를 위한 공간을 마련하기 위해 다듬어질(trimmed) 수 있다.

[0043] 그리고 나서 인공장치(30)는 수술에 의해 형성된 개구부를 통하여 부품 별로(piecewise) 삽입될 수 있다. 즉, 상부 및 하부 관절 구성요소들(32, 34)을 포함하는 인공장치(30)의 구성요소들은 구멍을 통하여 맞추어지고 척추체들(14, 20) 사이의 추간 디스크 공간 내에 배치된다. 구멍을 통해 삽입되기 이전에 인공장치(30)의 부품들은 완전히 분리되거나 또는 포(cloth) 또는 본 발명이 속하는 기술분야에서 공지된 재료들로 둘 이상이 함께 결속되거나 패키징될 수 있다. 본래의 디스크의 외부 테(outer annulus)의 적어도 일부분이 보존되는 경우, 하부 관절 구성요소는 상기 테의 대응하는 부분에 접하도록 삽입될 수 있다.

[0044] 종판들(18, 24)은 밀링되거나, 끌로 파거나(chiseled), 노치가 형성되거나 그렇지 않으면 킬들(52, 58)이 각각 수용되도록 처리될 수 있다. 대안으로, 상기 킬들의 전부 또는 일부분들은 종판에서의 채널을 자체적으로 절삭할 수 있다. 예를 들어, 상부 관절 구성요소(32)가 이식될 때, 선단 신장부(leading elongated portion: 52)는 미리 절삭된 채널을 따르거나 종판(18) 내로 들어가면서 자체적으로 채널을 형성할 수 있다. 선단 애지(56)는 척추체(14) 주위에 있는 더욱 단단한 괴질뼈를 추가로 절삭할 수 있다. 형광투시기 또는 기타의 시각화 방법들에 의한 가이드에 따라, 상부 관절 구성요소(32)는 후방 텁(60)이 척추뼈(14)의 후방벽과 접촉할 때까지 진입될 수 있어, 더 이상의 삽입이 제한된다. 킬(58)이 있는 하부 관절 구성요소(34)는 유사한 방식으로 종판(24) 및 척추체(20) 내로 삽입될 수 있다. 본 구현예에서, 상부 관절 구성요소(32)는 적어도 초기에는 마찰 끼워맞춤(friction fit)에 의해 제자리에 고정된다. 대안적인 구현예들에서, 뼈 나사, 스테이플, 접착제 또는 기타 기계적 또는 화학적 패스너와 같은 패스너들이 상부 관절 구성요소를 제자리에 고정시키기 위해 사용된다.

[0045] 상부 및 하부 관절 구성요소들(32, 34)이 이식되고, 관절표면(36)은 관절표면(38)과 관절화 체결되도록 배치될 수 있다. 관절표면들(36, 38)에 의해 형성되는 관절의 회전 중심은 척추뼈들(V1, V2) 사이의 추간 디스크 공간을 통하여 길이방향으로 연장되는 중심축(19)의 후방에 배치될 수 있다. 후방 텁(60)이 상부 관절 구성요소(32)의 과잉 삽입을 방지하는 정지부 기능을 하므로, 회전 중심의 최종 위치는 상부 관절 구성요소의 선택에 따라 예정될 수 있다.

[0046] 브릿지 구성요소(62)는 하부 관절 구성요소(34)로부터 후방으로 및 척추체들(14, 20) 사이의 추간 디스크 공간으로부터 후방으로 연장될 수 있다. 패스너(68)는 연결 구성요소(66)를 통하여 척추경(25)의 일부분을 지나 척추체들(14, 20) 내로 삽입된다. 본 구현예에서, 패스너(68)는 척추경(25) 내로 척추경의 축에 대하여 경사 각도로 삽입되어 축(19)에 경사 각도로 척추체(20) 내로 삽입된다. 패스너(68)의 각도는 관절(12)의 이후 운동이 있을 때 패스너가 뼈로부터 빠지지 않도록 제한하는 기능을 할 수 있다. 뼈로부터 빠지는 현상은 패스너(68)를 브릿지 구성요소(62)의 원위단부에 고정시키는 잠금 클립(70)에 의해 더욱 제한될 수 있다.

[0047] 도시되지는 않지만 인공장치(30)와 동일하거나 유사한 제2 인공장치는 상기와 실질적으로 동일한 방식으로 양측 방향으로 대향하는 TLIF 또는 PLIF 타입의 접근법을 통하여 삽입될 수 있다. 삽입 이후에, 제2 인공장치는 인공장치 30과 함께 동작되어 실질적으로 동일한 방식으로 후술할 운동의 범위를 제공한다. 장착되면, 관절표면들(36, 38)에 의해 형성된 전방 볼 및 소켓 타입 관절은 비교적 안정적이고 자체-중심적(self-centering)이다. 관절표면들의 구면들(spherical surfaces)은 굴곡/신연, 옆으로 굽힘 및 회전 운동을 포함하는 전 범위에서의 운동을 가능하게 한다. 관절표면들(36, 38)에 의해 형성된 전방 관절 및 패스너(68) 양자로 인하여 인공장치(30)는 전단력, 특히 전방-후방 전단력에 저항할 수 있다. 하부 관절 구성요소(34)에 비하여 상부 관절 구성요

소(32)의 이동은 관절표면 36 내부에서의 관절표면 38의 변위(displacement)로 제한될 수 있다. 종축(19) 주위로의 회전운동은 한 쌍의 양측방향 인공장치들에 의한 결합 구속력(combined constraint)으로 제한될 수 있다. 킬들(52, 58)은 개별 구성요소들(32, 34)의 전단 및 회전 운동에 저항하는 기능을 추가로 제공할 수 있다.

[0048] 척추 관절(12)의 굴곡/신연 운동을 제한하는 후관절(26)의 기능은 운동 제한기들(40, 42, 44, 46)에 의해 적어도 부분적으로 회복될 수 있다. 예를 들어, 도 8에 도시된 바와 같이, 척추 관절(12)이 굴곡 상태일 때, 운동 제한기들(40, 44)은 접촉되어 더 이상의 굴곡 운동을 제한하고/하거나 관절표면들(36, 38)의 전위를 방지할 수 있다. 도 9에 도시된 바와 같이, 척추 관절(12)가 신연 상태에 있을 때, 운동 제한기(42, 46)은 접촉되어 더 이상의 신연 운동을 제한하고/하거나 관절표면들(36, 38)의 전위를 방지할 수 있다. 굴곡/신연 운동은 페스너(68)에 의해 척추경(25) 및/또는 척추체(20)와 접촉하여 고정되는 브릿지 구성요소(62)에 의해 더욱 제한될 수 있다.

[0049] 일반적으로, 동일하거나 유사한 곡률반경을 갖는 각각의 구성요소들로 타이트하게 구속된 간단한, 전방으로 위치된 볼 및 소켓 관절(ball and socket joint)로 인하여 굴곡-신연, 옆으로 굽힘 및 비틀림 운동들이 가능하면서 전단력에 저항하고 병진이동(translational motion)을 제한한다. 볼 및 소켓 구성요소들의 형상 또는 사이의 틈새의 변화는 추가적인 운동도(degree of motion) 역시 허용할 것이다.

[0050] 도 10 및 11을 참조하면, 본 구현예에서, 인공장치(80)는 척추관절(12) 내 운동성을 보존할 수 있다. 인공장치(80)는 상부 관절 구성요소(82) 및 하부 관절 구성요소(84)를 포함한다. 상부 관절 구성요소(82)는 평활하고, 오목하며 전체적으로 구 형상일 수 있는 관절표면(86)을 포함한다. 하부 관절 구성요소(84)는 평활하고, 볼록하며 전체적으로 구 형상일 수 있는 관절표면(88)을 포함한다. 조립되면, 관절표면 86은 관절표면 88과 체결하여 볼-및-소켓 스타일 전방 관절을 형성할 수 있다.

[0051] "구" 형상 표면은 균일한 곡률반경을 갖는 임의의 만곡표면을 포함하는 것으로 이해되고, 구면 캡 또는 구태(球台, segment of a sphere)로 언급될 수 있다. 대안적인 구현예들에서, 구형상이 아닌 만곡표면들이 관절표면들로 기능할 수 있어 인공장치의 운동의 범위에 특정 제한을 부여할 수 있다. 또 다른 대안적인 구현예들에서, 관절이 반전되어 상부 관절표면이 볼록형상을 갖고 하부 관절표면이 오목형상을 가질 수 있다.

[0052] 상부 관절 구성요소(82)는 척추 종판(18)과 접하는 외부 접촉표면(90)을 더 포함할 수 있고, 하부 관절 구성요소(84)는 척추 종판(24)과 접하는 외부 접촉표면(92)을 더 포함할 수 있다.

[0053] 상부 관절 구성요소(82)는 외부 접촉표면(90)으로부터 연장되고 신장부 96 및 신장부 98을 포함하는 상부 킬(94)을 더 포함한다. 신장부 98이 신장부 96보다 더 높아서 인공장치(80)는 척추체(14)의 외벽의 단단한 피질뼈와의 안정성을 더욱 확보할 수 있다. 본 구현예에서, 용기된 킬부(98)는 뾰족한 선단 에지(100)를 구비하여 척추체(14) 및 종판(18)에서 채널을 절삭하고, 장치(80)가 척추체(14)로부터 깎여 나오지(skiving off) 않도록 한다. 본 구현예에서, 용기된 킬부(98)는 상부 킬(94)의 대략 1/3 정도의 길이를 갖고 상부 관절 구성요소(82)의 후방 에지로 연장되어 추가적인 안정성을 제공한다. 대안적인 구현예들에서, 상부 킬은 더 길거나 짧을 수 있다. 하부 관절 구성요소(84)는 외부 접촉표면(92)으로부터 연장되는 하부 킬(102)을 포함할 수 있다.

[0054] 상부 관절 구성요소(82)는 외부 접촉표면(90)의 후방 에지로부터 상향으로 연장되는 후방 텁(104)을 더 포함할 수 있다. 본 구현예에서, 텁(104)은 접촉표면(48)에 대하여 전제적으로 수직이거나 약간 예각일 수 있다. 텁(104)은 상부 킬(52)의 후방 단부(posterior end)와 일체로 형성되거나 그렇지 않으면 상기 단부에 접합(abut) 수 있다. 아래에서 더욱 상세하게 설명될 바와 같이, 후방 텁(104)은 장치(80)가 추간 디스크 공간 내로 너무 멀리 전방으로 삽입되지 않도록 정지부로 기능한다. 텁(104)의 위치는 이식의 진행과정을 결정하고 후방 텁(104)이 척추체(14)의 후방 벽과 접촉되는 장치(80)의 완전한 이식 시점 여부를 확인하기 위해 수술되는 동안 형광주시법 또는 기타의 시각화 방법에 의해 모니터링될 수 있다. 후방 텁(104)의 위치가 관절표면들(86, 88)에 의해 형성되는 관절의 회전 중심에 의해 고정될 수 있기 때문에, 후방 텁(104)의 위치는 회전 중심의 위치의 지시자로 기능할 수 있다. 외과의가 원하는 회전 중심의 위치를 결정한 이후에, 상부 관절 구성요소(82)는, 후방 텁(104)이 척추체(14)의 후방벽에 대하여 위치될 때 회전 중심이 소정의 원하는 위치로 이동될 수 있도록 선정될 수 있다.

[0055] 인공장치(80)는 하부 관절 구성요소(84)로부터 후방으로 연장되는 하부 브릿지 구성요소(106)를 더 포함할 수 있다. 장착될 때, 하부 브릿지 구성요소(62)는 척추체들(14, 20) 사이의 추간 디스크 공간으로부터 후방으로 및 척추경(25)의 적어도 일부분을 따라 더욱 연장된다.

[0056] 본 구현예에서, 하부 후방 관절 구성요소(108)는 하부 브릿지 구성요소(106)로부터 연장될 수 있다. 후방 관절

구성요소(108)는 브릿지 단부(bridge end: 112) 및 테일 단부(tail end: 114)를 구비하는 포스트(post: 110)를 포함할 수 있다. 포스트(110)는 대략 척주 방향으로 연장되도록 구성될 수 있다.

[0057] 포스트(110)의 브릿지 단부(112)는 하부 브릿지 구성요소(106)에 연결될 수 있다. 포스트(110)는, 포스트의 테일 단부(114)가 하부 브릿지 구성요소(106)보다 더 높은 위치에 배치되도록 상향으로 연장될 수 있다. 테일 단부(114)는 상부 및 하부 관절 구성요소들(82, 84) 사이로 관절의 범위를 제한하도록 구성된 운동 정지부(motion stop: 116)를 포함할 수 있다. 본 구현예에서, 포스트(110)는 브릿지 단부(112)와 테일 단부(114) 사이에 연장되는 직선 세그먼트(straight segment)를 포함할 수 있다. 하나의 예시적 구현예에서, 포스트(110)는 관절표면(88)의 곡률과 동심인 만곡부를 포함할 수 있다.

[0058] 인공장치(80)는 상부 관절 구성요소(82)로부터 후방으로 연장되는 상부 브릿지 구성요소(118)를 더 포함할 수 있다. 장착될 때, 상부 브릿지 구성요소(118)는 척추체들(14, 20) 사이의 추간 디스크 공간으로부터 후방으로 더욱 연장된다. 브릿지 구성요소들 106, (118), 특히 하부 브릿지 구성요소 106은 본래의 척추경을 보충하거나 대체할 수 있는 "수퍼(super)" 또는 인공 척추경일 수 있다.

[0059] 상부 후방 관절 구성요소(upper posterior joint component: 120)는 상부 브릿지 구성요소(118)로부터 연장될 수 있다. 상부 후방 관절 구성요소(120)는 하부 후방 관절 구성요소(lower posterior joint component: 108)의 포스트(110)을 수용하는 C자형의 한 쌍의 암들(arms: 122)을 포함한다. 암들(122)의 일부분은 포스트(110)의 운동 정지부 116과 함께 작동하도록 구성되는 운동 정지부 124를 형성한다. 따라서, 도 10 및 11에 도시된 바와 같이, 상부 및 하부 후방 관절 구성요소들(108, 120)이 조립될 때, 운동 정지부 124와 운동 정지부 116은 함께 작동하여 인공장치(80)의 관절의 범위를 제한한다. 상부 브릿지 구성요소(118)는 운동 제한기(125)를 추가로 포함할 수 있고, 본 구현예에서는 이것은 포스트(110)의 전방 운동을 제한하는 삼각형 연장부(triangular extension)이다.

[0060] 본 구현예에서 패스너(128)를 수용하기 위하여 일체로 형성된 튜브인 연결 구성요소(126)는 하부 브릿지 구성요소(106)를 통하여 포스트(110)에 있는 개구부(130) 사이로 연장될 수 있다. 본 구현예에서, 패스너(128)는 뼈나사이지만, 대안적인 구현예들에서 못, 스테이플 또는 기타의 기계적 또는 화학적 패스너와 같은 패스너가 적합할 수 있다. 패스너(128)는 척추경(25)의 일부분을 거쳐 및 척추체부(20) 내로 경사 각도로 나사식으로 박힌다. 장착될 때, 하부 브릿지 구성요소(106) 및 패스너(128)는 장치(80)의 과도한 이동, 특히 굴곡/신연 운동들을 제한할 수 있다. 또한, 하부 브릿지 구성요소(106)는 하부 척추뼈(V2)로 하중을 분산시킬 수 있어, 하부 관절 구성요소(84)가 척추체(20)로 함몰될 가능성을 감소시킨다.

[0061] 인공장치 80의 구성요소들은 장치 30에 대하여 위에서 열거된 임의의 재료로 형성될 수 있다. 인공장치 80은 장치 30에 대하여 상술된 것과 유사한 방식으로 이식될 수 있으나, 본 구현예에서 구성요소들은, 포스트(110)가 암들(122)을 통하여 삽입되어 병진이동이 허용되도록 이식 이전에 사전조립된다. 장치 30에서와 같이, 인공장치 80은 유사하거나 동일한 양측방향 장치와 쌍을 이룰 수 있다.

[0062] 장착되면 (도 13), 관절표면들(86, 88)에 의해 형성된 전방 볼 및 소켓 타입 관절은 상대적으로 안정적이고 자체-중심적이다. 관절표면들 구면들은 굴곡/신연, 옆으로 굽힘 및 회전 운동을 포함하는 전 범위에서의 운동을 가능하게 한다. 관절표면들(86, 88)에 의해 형성된 전방 관절; 상부 및 하부 후방 관절 구성요소들(108, 120)에 의해 형성된 후방 관절; 및 패스너(68)로 인하여 인공장치(80)는 전단력, 특히 전방-후방 전단력에 저항할 수 있다. 하부 관절 구성요소(84)에 비하여 상부 관절 구성요소(82)의 이동은 관절표면 86 내부에서의 관절표면 88의 변위에 의해서 및 추가로는 후방 관절 구성요소들(108, 120)에 의해 제한될 수 있다. 종축(19) 주위로의 회전 운동은 후방 관절 구성요소들(108, 120) 및 한 쌍의 양측방향 인공장치들에 의한 결합 구속력으로 제한될 수 있다. 킬들(94, 102)은 개별 구성요소들(82, 84)의 전단 및 회전 운동에 저항하는 기능을 추가로 제공할 수 있다.

[0063] 척추 관절(12)의 굴곡/신연 운동을 제한하는 후관절(26)의 기능은 후방 관절 구성요소들(108, 120)에 의해 적어도 부분적으로 회복될 수 있다. 예를 들어, 장치(80)가 충분히 굴곡 상태일 때, 전방 관절의 추가적인 굴곡 및 전위는 운동 정지부 124와 운동 정지부 116의 연동에 의해 제한될 수 있다. 장치(80)가 충분히 신연 상태일 때, 전방 관절의 추가적인 신연 및 전위는 운동 제한기(125)와 포스트(110)의 연동 및 상부 브릿지 구성요소(118)와 연결 구성요소(126)의 연동에 의해 제한될 수 있다. 굴곡/신연 운동은 패스너(128)에 의해 척추경(25) 및/또는 척추체(20)와 접촉하여 고정되는 하부 브릿지 구성요소(106)에 의해 더욱 제한될 수 있다.

[0064] 도 12를 참조하면, 본 구현예에서, 인공장치 140은 인공장치 80과 실질적으로 유사하지만, 본 구현예에서, 킬

(142)은 연장부(extened portion) 146 및 연장부 148을 포함할 수 있다. 연장부 148은 연장부 146보다 더 높고, 언더컷팅된 부분 150을 포함하여 이식되는 동안 척추체부(14)를 적극적으로 절삭할 수 있다.

[0065] 도 14를 참조하면, 본 구현예에서, 인공장치(160)는 척추관절(12) 내 운동성을 보존할 수 있다. 인공장치(160)는 상부 관절 구성요소(162) 및 하부 관절 구성요소(164)를 포함한다. 상부 관절 구성요소(162)는 평활하고, 오목하며 전체적으로 구 형상일 수 있는 관절표면(166)을 포함한다. 하부 관절 구성요소(164)는 평활하고, 볼록하며 전체적으로 구 형상일 수 있는 관절표면(168)을 포함한다. 조립되면, 관절표면 166은 관절표면 168과 체결하여 볼-및-소켓 스타일 전방 관절을 형성할 수 있다. 본 구현예에서 도시된 바와 같이, 볼-및-소켓 스타일 전방 관절의 회전 중심은 기하학적 중간선(geometric midline: 169)의 후방에 위치된다. 장착될 때, 이러한 후방에 배향된 회전 중심은 척추관절(12) 내에서 더욱 자연적인 역학(natural dynamics)을 발생시킬 수 있다.

[0066] "구" 형상 표면은 균일한 곡률반경을 갖는 임의의 만곡표면을 포함하는 것으로 이해되고, 구면 캡 또는 구태(球台, segment of a sphere)로 언급될 수 있다. 대안적인 구현예들에서, 구형상이 아닌 만곡표면들이 관절표면들로 기능할 수 있어 인공장치의 운동의 범위에 특정 제한을 부여할 수 있다. 또 다른 대안적인 구현예들에서, 관절이 반전되어 상부 관절표면이 볼록형상을 갖고 하부 관절표면이 오목형상을 가질 수 있다.

[0067] 상부 관절 구성요소(162)는 척추 종판(18)과 접하는 외부 접촉표면(170)을 더 포함할 수 있고, 하부 관절 구성요소(164)는 척추 종판(24)과 접하는 외부 접촉표면(172)을 더 포함할 수 있다.

[0068] 상부 관절 구성요소(162)는 외부접촉표면(170)에서 연장되는 상부 킬(174)를 더 포함한다. 본 구현예에서, 킬(174)의 상당 부분은 중간선(169)의 후방보다 전방으로 연장된다. 이러한 킬(174)의 전방 배향은 관절(12) 내에서 이동되는 동안 상부 관절 구성요소의 기중 (purchase)을 개선하고 그렇지 않으면 볼-및-소켓 관절의 회전 중심의 후방 배향에 의해 장치(160)의 전방에 생길 수 있는 바람직하지 않은 과도한 운동에 저항하는 기능을 수행할 수 있다. 대안적인 구현예들에서, 상부 킬은 더 길거나 짧을 수 있다. 하부 관절 구성요소(164)는 외부 접촉표면(172)으로부터 연장되는 하부 킬(176)을 포함할 수 있다.

[0069] 인공장치 160의 구성요소들은 장치 30에 대하여 위에서 열거된 임의의 재료들로 형성될 수 있다. 인공장치 160은 장치 30에 대하여 상술된 것과 유사한 방식으로 이식될 수 있으나, 본 구현예에서, 장치(160) 전체가 척추체들(14, 20) 사이의 추간 디스크 공간 내부에 위치될 수 있다. 장치 30에서와 같이, 인공장치 160은 유사하거나 동일한 양측방향 장치들과 쌍을 이룰 수 있다.

[0070] 장착되면, 관절표면들(166, 168)에 의해 형성된 전방 볼 및 소켓 타입 관절은 상대적으로 안정적이고 자체-중심적이다. 관절표면들의 구면들은 굴곡/신연, 옆으로 굽힘 및 회전 운동을 포함하는 전 범위에서의 운동을 가능하게 한다. 본 구현예에서는 추간 디스크 공간으로부터 실질적으로 연장되는 후방 구성요소들이 없으므로, 본래의 후관절(26)이 보존되거나 또는 본 발명이 속하는 기술분야에서 공지된 기타의 시스템들로 대체되거나 보강될 수 있다. 종축(19) 주위로의 회전 운동은 한 쌍의 양측방향 인공장치들에 의한 결합 구속력으로 제한될 수 있다. 킬들(174, 176)은 개별 구성요소들(162, 164)의 전단 및 회전 운동에 저항하는 기능을 추가로 제공할 수 있다.

[0071] 도 15를 참조하면, 본 구현예에서, 인공장치(180)는 척추관절(12) 내 운동성을 보존할 수 있다. 인공장치(180)는 상부 관절 구성요소(182) 및 하부 관절 구성요소(184)를 포함한다. 장치 180은, 상부 관절 구성요소(182)는 척추 종판(18) 내로 고정시키기 위해 일련의 톱니형 돌출부들(saw-toothed projections)을 포함하는 킬 시스템(keel system: 186)을 포함하는 것을 제외하고는 장치 160과 실질적으로 유사하다. 유사한 킬 시스템(188)이 하부 관절 구성요소(184)로부터 연장된다. 상기 톱니형 돌출부들의 퍼크 및 폭은 균일하거나 또는 킬 시스템의 길이를 따라 변할 수 있다.

[0072] 도 16을 참조하면, 본 구현예에서, 인공장치(190)는 척추관절(12) 내 운동성을 보존할 수 있다. 인공장치(190)는 상부 관절 구성요소(192) 및 하부 관절 구성요소(194)를 포함한다. 장치 190은 장치 160과 실질적으로 유사하고 차이점들은 아래에서 설명된다. 본 구현예에서, 인공장치(190)는 하부 관절 구성요소(194)로부터 연장되는 브릿지 구성요소(196)를 더 포함할 수 있다. 장착될 때, 브릿지 구성요소(196)는 척추체부(14, 20) 사이의 추간 디스크 공간으로부터 후방으로 및 척추경(25)의 적어도 일부분을 따라 원위단부(198)로 더욱 연장될 수 있다. 대안적인 구현예에서, 척추경(25)의 전부 또는 일부분이 제거되어 브릿지 구성요소는 본래의 구조체들로부터 거의 또는 전혀 지지될 수 없다.

[0073] 브릿지 구성요소(196)의 원위단부(198)는 연결 구성요소(200)를 더 포함할 수 있는데, 본 구현예에서, 이것은

패스너(202)를 수용하는 통로이다. 본 구현예에서, 패스너(202)는 뼈 나사이지만, 대안적인 구현예들에서 못, 스테이플 또는 기타의 기계적 또는 화학적 패스너와 같은 패스너가 적합할 수 있다. 연결 구성요소(200)의 배향으로 인하여, 패스너(202)는 나사가 척추경을 통과하여 정의되는 중심축으로부터 경사지게 각을 이루거나 빗나간(skewed) 경로를 지나도록 척추경 외부로(extrapedicularly) 삽입되게 된다. 패스너(202)는 척추경(25)의 일부분을 거쳐 및 척추체(20) 내로 나사식으로 박힌다. 척추경 외부 고정은 은 척추경을 통과하여 전체적으로 후방-전방으로 정의되는 중심축 아래에 있는 경로를 따르지 않는 임의의 척추경 내로 고정일 수 있다. 본 구현예에서, 나사는 척추경의 상부 벽을 통과하여 강한 피질 고정을 이를 수 있다. 모든 구현예들에서, 패스너들은 관절들, 연조직들 및 신경 구조체들을 해치지 않도록 적어도 부분적으로 물려날(recessed) 수 있다.

[0074] 장착될 때, 브릿지 구성요소(196) 및 패스너(202)는 장치(190)의 과도한 이동, 특히 굴곡/신연 운동을 제한할 수 있다. 또한, 브릿지 구성요소(196)는 하부 척추뼈(V2)로 하중을 분산시킬 수 있어, 하부 관절 구성요소(194)가 척추체(20)로 힘몰될 가능성을 감소시킨다. 상술된 바와 같이, 연결 구성요소는 잠금 클립 또는 기타의 패스너(202)의 이동 및 분리를 제한할 수 있는 적절한 기계적 또는 화학적 시스템을 포함할 수 있다.

[0075] 상부 관절 구성요소(192) 역시 장치 30의 후방 텁(60)과 유사한, 상부 관절 구성요소(192)의 상부 표면에서 대략 상향으로 연장되는 연결 구성요소를 포함할 수 있다. 연결 구성요소(204)는 패스너(208)를 수용할 수 있는 크기의 통로(206)를 포함한다. 연결 구성요소(204)는 상부 관절 구성요소(192)가 추간 디스크 공간으로 삽입될 때 삽입 정지구로서 및 패스너(208)를 척추체(14) 내로 향하게 할 때 입구지점(entry point)으로서 양자의 역할을 담당할 수 있다.

[0076] 장착될 때, 패스너(208)는 상부 관절 구성요소(192)의 후방 이동(posterior migration) 및/또는 전위를 제한하고 또한 장치(190)의 과도한 이동, 특히 굴곡/신연 운동을 제한할 수 있다. 잠금 클립들 또는 기타의 차단 장치들(blocking devices)은 패스너(208)이 분리되는 것을 방지하기 위하여 사용될 수 있다. 대안적인 구현예들에서, 연결 구성요소의 크기 및 형상은 변경될 수 있다. 예를 들어 연결 구성요소는 패스너를 수용할 수 있는 크기의 U자형 오목부일 수 있거나 스테이플 또는 다중 패스너들을 수용할 수 있는 다중 통로들을 포함할 수 있다.

[0077] 도 17을 참조하면, 본 구현예에서, 인공장치(210)는 척추관절(12) 내 운동성을 보존할 수 있다. 인공장치(210)는 상부 관절 구성요소(212) 및 하부 관절 구성요소(214)를 포함한다. 장치 210은 장치 190과 실질적으로 유사하지만, 본 구현예에서 상부 관절 구성요소 패스너가 생략될 수 있다. 상부 관절 구성요소 192와 같이, 상부 관절 구성요소 212는 통로(218)를 가지는 연결 구성요소(216)를 포함할 수 있다. 본 구현예에서, 상부 패스너가 생략되어 상부 및 하부 관절 구성요소들에 의해 형성된 전방 관절에서의 불필요한 구속력이 제거된다. 또한, 패스너에 의해 채워지지 않는 통로 218 속으로 뼈 성장이 가능하여 상부 관절 구성요소(212)가 시간이 경과함에 따라 척추뼈 V1에 더욱 고착될 수 있다.

[0078] 도 18을 참조하면, 본 구현예에서, 인공장치(220)는 척추관절(12) 내 운동성을 보존할 수 있다. 인공장치(220)는 상부 관절 구성요소(222) 및 하부 관절 구성요소(224)를 포함한다. 장치 220은 장치 190과 실질적으로 유사할 수 있고 장치 190에 대하여 상세히 도시되지 않은 피쳐들을 추가로 포함할 수 있다.

[0079] 상부 관절 구성요소(222)는 평활하고, 오목하며 전체적으로 구 형상일 수 있는 관절표면(226)을 포함한다. 하부 관절 구성요소(222)는 평활하고, 볼록하며 전체적으로 구 형상일 수 있는 관절표면(228)을 포함한다. 조립되면, 관절표면 226은 관절표면 228과 체결되어 볼-및-소켓 스타일 전방 관절을 형성할 수 있다. 돌출부(230)는 관절표면(226)으로부터 연장될 수 있다. 본 구현예에서 돌출부(230)는 전방/후방 길이치수보다 측방 치수보다 더 좁은 폭을 갖는 아치형(arched) 또는 "로커(rocker)" 형상이다. 오목부 또는 슬롯(232)은 관절표면(228) 내로 연장될 수 있다. 슬롯(232)의 길이는 대략 전방/후방으로 연장될 수 있고 슬롯의 길이가 슬롯의 폭보다 길다. 본 구현예에서 슬롯(232)의 베이스(base)는 전체적으로 돌출부(230)의 형상과 매치되도록 만곡된다. 대안적인 구현예들에서, 슬롯의 베이스는 편평할 수 있다. 돌출부(230)는 슬롯(232)과 함께 작동하여 전방 관절에서의 굴곡/신연 운동을 가능하게 하면서도 전방 관절에서의 전단력 및 비틀림 운동에 대하여는 저항할 수 있다.

[0080] 대안적인 구현예들에서, 돌출부 및 슬롯은 전방 관절에서의 다른 타입들의 운동이 가능하도록 모양이 이루어질 수 있다. 예를 들어 돌출부보다 더 넓은 슬롯은 관절표면들 사이 일부의 비틀림 또는 병진이동을 허용할 수 있다. 원통-타입 형상을 갖는 돌출부(도 21 참조)는 비틀림 운동을 가능하게 하면서도 전/후방 병진이동 및 관절 전위를 억제할 수 있다.

- [0081] 본 구현예에서 상세하게 도시된 바와 같이, 하부 관절 구성요소(222)는 도 3에서 상술된 바와 같은 잠금 클립(미도시)을 수용하는 구속 슬롯(restraint slot: 234)을 더 포함할 수 있어, 뼈 패스너가 뼈로부터 빠지지 않게 한다.
- [0082] 도 19를 참조하면, 본 구현예에서, 인공장치(240)는 척추관절(12) 내 운동성을 보존할 수 있다. 인공장치(240)는 상부 관절 구성요소(242) 및 하부 관절 구성요소(244)를 포함한다. 장치 220은 장치 190과 실질적으로 유사할 수 있고 차이점들은 아래에서 설명된다.
- [0083] 상부 관절 구성요소(222)는 아치 형상이며 초기의 구형 관절화 관절(primary spherical articulation joint)의 후방에 위치하는 오목부(246)를 포함한다. 하부 관절 구성요소(222)는 아치형 돌출부(248)를 포함하며 이것 역시 초기의 구형 관절화 관절의 후방에 위치되고 오목부(246) 내에 맞추어질 수 있는 크기이다. 장치(240)가 조립되면, 돌출부(248)는 오목부(246) 내에 삽입되어 전위 및 바람직하지 않은 운동을 억제한다. 이러한 구성은 전/후방 양자 및 측방 전단력들을 억제하고 비틀림을 억제하면서도 자유로운 굴곡/신연 운동을 가능하게 한다. 또한, 돌출부와 오목부 사이의 맞춤이 강할수록, 옆으로 굽힘은 더욱 구속될 것이다.
- [0084] 도 20은 실질적으로 장치 240과 실질적으로 유사할 수 있는 장치 250을 도시한 것이다, 본 구현예에서, 돌출부(254)는 오목부(252) 내에 삽입되고 돌출부 및 오목부 모두는 초기의 구형 관절화 관절의 전방에 위치된다. 이러한 구성은 전/후방 양자 및 측방 전단력들을 억제하고 비틀림을 억제하면서도 자유로운 굴곡/신연 운동을 가능하게 한다. 또한, 돌출부와 오목부 사이의 맞춤이 강할수록, 옆으로 굽힘은 더욱 구속될 것이다.
- [0085] 도 21을 참조하면, 인공장치(260)는 척추관절(12) 내 운동성을 보존할 수 있다. 인공장치(260)는 상부 관절 구성요소(262) 및 하부 관절 구성요소(264)를 포함한다. 장치 260은 장치 220과 실질적으로 유사할 수 있으나 상부 관절 구성요소(262)의 관절표면으로부터 연장된 돌출부(266)는 원통형이며 하부 관절 구성요소(264)의 하부 관절표면에 있는 짹을 이루는(mating) 원통형 개구부 내로 수용될 수 있는 크기일 수 있다. 본 구현예는 전단력 및 전위에 저항하면서도 비틀림 운동이 가능하게 할 수 있다.
- [0086] 도 22A 및 22B를 참조하면, 인공장치(270)는 척추관절(12) 내 운동성을 보존할 수 있다. 인공장치(270)는 상부 관절 구성요소(272) 및 하부 관절 구성요소(274)를 포함한다. 상기 장치는 장치 240과 실질적으로 유사할 수 있고 차이점들은 아래에서 설명된다. 본 구현예에서 한 쌍의 범퍼들(276)은 하부 관절 구성요소(274)로부터 연장되어, 하나는 관절화 관절의 전방 측(anterior side)으로 다른 하나는 관절화 관절의 후방 측(posterior side)으로 연장된다. 범퍼들(276)은 전체적으로 원통형이지만 대안적인 구현예들에서 구형, 둠형 또는 기타의 댐핑효과(dampening)를 제공할 수 있는 임의의 적절한 형상으로 이루어질 수 있다. 한 쌍의 오목부들(278)은 상부 관절 구성요소(272) 내로 연장된다. 도시된 바와 같이, 오목부는 상기 범퍼들(276)보다 더 넓을 수 있어 어느 정도의 비틀림 운동 및 옆으로 굽힘이 가능하다.
- [0087] 조립될 때, 범퍼들(276)은 각각의 오목부들(278) 내로 연장되어 상부 및 하부 관절 구성요소들(272, 274) 사이의 운동을 완충하거나 흡수할 수 있다. 범퍼들은 돌출부들(248, 254)에서와 같은 경질 재료로 형성될 수 있으나, 본 구현예에서, 범퍼들은 탄성 재료 또는 특히 굴곡/신연 운동 시 관절부들 사이에 댐핑효과를 제공할 수 있는 기타의 탄성 재료로 형성된다. 대안적인 구현예들에서, 기계적 스프링 또는 기타 기계적 완충기들도 상부 및 하부 관절 구성요소들 사이에 제공될 수 있다.
- [0088] 도 23-24를 참조하면, 인공장치(280)는 척추관절(12) 내 운동성을 보존할 수 있다. 인공장치(280)는 상부 관절 구성요소(282) 및 하부 관절 구성요소(284)를 포함한다. 장치 280은 장치 160과 실질적으로 유사할 수 있으나, 본 구현예에서, 연결 암(286)이 상부 관절 구성요소(282)로부터 연장된다. 연결 암(286)은 금속 또는 고분자와 같은 경질 재료로 형성될 수 있다. 대안적인 구현예들에서, 가요성의 연결 암이 허용될 수 있다. 연결 암(286)은 칼라(collar: 288)을 포함하여 티타늄과 같은 경질 재료 또는 PEEK와 같은 더욱 유연한 재료로 형성될 수 있는 긴 로드(elongate rod: 290)에 연결된다. 도 23의 구현예에서, 로드(290)는 한 쌍의 다축 뼈 나사들(polyaxial bone screws: 292, 294) 사이에서 연장된다. 따라서, 인공장치(280)는 본 발명이 속하는 기술분야에서 공지된 임의의 로드 및 나사 시스템과 함께 사용되어 척추 관절에 부가적인 구속력을 제공할 수 있다는 것이 이해된다. 도 24에 도시된 바와 같이, 스페이서(296)는 연결 암(286)의 링 사이에 연장된다. 스페이서(296)는, 변형가능하고 탄력적일 수 있어 칼라(288)가 굴곡/신연과 같은 특정한 타입들의 운동 시 스페이서를 압축할 수 있다. 대안으로, 스페이서는 비교적 경질일 수 있고, 칼라와 다축 나사 사이의 간격을 고정시킨다.
- [0089] 도 25를 참조하면, 인공장치(300)는 척추관절(12) 내 운동성을 보존할 수 있다. 인공장치(300)는 상부 관절 구

성요소(302) 및 하부 관절 구성요소(304)를 포함한다. 장치 300은 장치 280과 실질적으로 유사할 수 있으나, 본 구현예에서, 연결 암(306)이 하부 관절 구성요소(304)로부터 연장된다. 본 구현예에서, 스페이서(308)는 연결 암(306)과 다축 나사(310) 사이에서 연장된다.

[0090] 도 26A 및 26B를 참조하면, 본 구현예에서, 인공장치(310)는 상부 관절 구성요소(도시되지 않음) 및 하부 관절 구성요소(312)를 포함한다. 장치 300은 장치 190과 실질적으로 유사할 수 있고 차이점들을 아래에서 설명된다. 본 구현예에서, 볼록한 하부 관절표면 구성요소(convex lower articulation surface component: 314)는 하부 관절 구성요소(312)와 분리된다. 와셔(316)는 하부 관절표면 구성요소(314)와 하부 관절 구성요소(312) 사이에서 연장되어 하부 관절표면에 완충 효과(cushion effect)를 제공한다. 본 구현예에서, 하부 관절표면 구성요소는 돌출부(318)를 포함하고, 이것은 와셔(316)의 오목부(320) 내에 맞추어질 수 있는 크기이고, 이에 따라 관절 표면 구성요소와 와셔가 연결된다. 와셔(316)는 하부 관절 구성요소(312)의 오목부(322)에 맞추어질 수 있는 크기로 형성된다. 와셔는 탄력성 및 변형가능한 재료 예를 들어 탄성체로 형성되어 굴곡/신연, 옆으로 굽힘 및 회전 운동 시 완충 효과를 제공할 수 있다. 대안으로, 와셔를 형성하는 재료는 로드 베어링(load bearing) 및 내마모성 특성들을 위하여 비교적 경질로 선택될 수 있다. 일구현예에서, 폴리우레탄이 적합한 재료일 수 있다. 관절표면 구성요소는 와셔에 대하여 회전 가능하거나 고정될 수 있다. 유사하게, 와셔는 하부 관절 구성요소에 대하여 회전 가능하거나 고정될 수 있다. 와셔(316)는 관절표면 구성요소(314)가 하부 관절 구성요소(312)에 대하여 이동하면서도 관절표면 구성요소의 운동에 일부 구속력을 제공하게 한다. 와셔 재료의 탄성이 증가할수록, 관절표면 구성요소 운동에 대한 구속력은 감소될 수 있다.

[0091] 도 27A 및 27B를 참조하면, 본 구현예에서 인공장치는 하부 관절 구성요소(330)를 포함한다. 본 구현예에서, 관절표면 구성요소(332)는 와셔(334)를 통하여 연장되어 하부 관절 구성요소(330)와 접촉된다. 와셔(334)는 관절표면 구성요소(332)의 돌출부(338)를 수용하고 고정시키는 개구부(336)를 포함한다. 관절표면 구성요소(332)는 와셔 내에서 선회가능하고 외주를 따라 와셔에 의해 완충될 수 있다. 상술된 바와 같이, 이러한 와셔는 관절표면 구성요소에 완충 효과를 제공하면서도 굴곡/신연, 옆으로 굽힘 및 회전 운동 시 관절표면 구성요소의 일부 운동을 구속한다.

[0092] 도 28A 및 28B를 참조하면, 본 구현예에서 와셔(340)는 관절표면 구성요소(342)와 하부 관절 구성요소(344) 사이에 연장된다. 본 구현예에서, 관절표면 구성요소(342)는 하부 관절 구성요소(344)와 접촉하지 않지만, 와셔(340)에 의해 완전히 완충된다. 와셔(340)는, 관절표면 구성요소(342)의 외주를 따라 연장되어 하부 관절 구성요소(344)와 상부 관절 구성요소(348) 사이에서 범퍼로 기능할 수 있는 측벽(346)을 구비한다.

[0093] 용어들 "상부(upper)" 및 "하부(lower)"는 본 구현예에서 상기 구현예들의 위치를 설명하기 위해 사용된다. 상부가 일반적으로 헤드(head) 쪽으로의 위치들을 설명하는 데 사용되고 하부가 테일(tail) 또는 풋(foot) 쪽으로의 위치들을 설명하는 데 사용되나, 본원에서 사용되는 바와 같이, 상부 및 하부는 단순히 도시된 구현예들의 구성요소들의 상대적인 위치들에 대한 변형 용어로 사용된다. 도시된 구현예를 설명하기 위해 상부 또는 하부로 표기된 구성요소들은 환자의 해부학적 구조체에 대한 장치 또는 적용방법의 방향을 제한하거나, 청구항의 범위를 임의의 장치 또는 방법으로 제한할 의도는 아니다.

[0094] 설명된 구현예들이 대체로 전방 관절 구성요소들, 브릿지 구성요소 및 후방관절 구성요소들의 일체적 형성에 대한 것이지만, 대안적인 구현예들에서 상기 구성요소들은 모듈화되어 상이한 환자의 해부학적 구조체를 수용하고 최소침습적 이식을 용이하게 할 수 있다는 것이 이해된다.

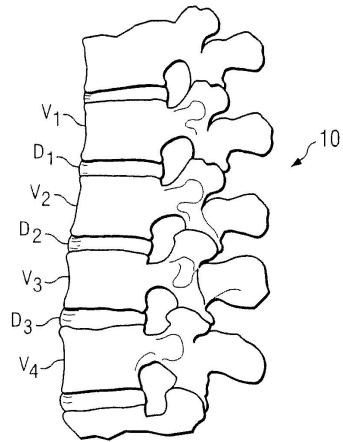
[0095] 단지 몇몇의 예시적인 구현예들이 상세하게 상술되었으나, 본 발명이 속하는 기술분야의 기술자들은 본 명세서의 신규한 교시들 및 이점들에서 크게 벗어나지 않고도 예시적 구현예들 내에서 많은 변경들이 가능할 것이라는 것을 쉽게 이해할 것이다. 따라서, 모든 변경들 및 대안들은 하기 청구범위에 정의된 바와 같은 발명의 범위 내에 포함되는 것으로 의도된다. 본 발명이 속하는 기술분야의 기술자들은 또한 이러한 변경들 및 균등한 구성들 또는 방법들은 본 발명의 사상 및 범위에서 벗어나지 않고, 상기 기술자들은 본 발명의 사상 및 범위에서 벗어나지 않고 본 명세서에서 다양한 변화들, 대체들 및 대안들을 이를 수 있다는 점을 이해하여야 한다. "수평의", "수직의", "최상부", "상부", "하부", "바닥", "좌" 및 "우"와 같은 모든 공간적 표현들은 예시적 목적이며 본 발명의 범위 내에서 변할 수 있다는 점을 이해하여야 한다. 청구범위에서, 수단-플러스-기능(means-plus-function) 구들은 상기 언급된 기능을 수행하는 것으로 본원에 설명된 구조물들, 및 구조적 균등물들 뿐 아니라 균등한 구조물들을 포함하는 것으로 의도된다.

도면의 간단한 설명

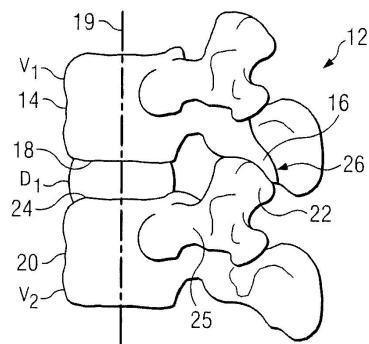
- [0096] 도 1은 사람의 건강한 척추의 요추 영역의 시상도이다.
- [0097] 도 2는 단일 척추 관절의 시상도이다.
- [0098] 도 3은 본 발명의 일구현예에 의한 운동 보존 인공장치의 측면도이다.
- [0099] 도 4는 도 3의 운동 보존 인공장치의 사시도이다.
- [0100] 도 5는 도 3의 운동 보존 인공장치의 평면도이다.
- [0101] 도 6은 도 3의 운동 보존 인공장치의 정면도이다.
- [0102] 도 7은 도 3의 운동 보존 인공장치의 배면도이다.
- [0103] 도 8은 굴곡 운동 상태에 있는 도 3의 장치의 측면도이다.
- [0104] 도 9는 신연 운동 상태에 있는 도 3의 장치의 측면도이다.
- [0105] 도 10은 본 발명의 다른 구현예에 의한 운동 보존 인공장치의 사시도이다.
- [0106] 도 11은 도 10의 운동 보존 인공장치의 측면도이다.
- [0107] 도 12는 본 발명의 다른 구현예에 의한 운동 보존 인공장치의 측면도이다.
- [0108] 도 13은 척추 관절에 이식된 도 10의 운동 보존 인공장치의 측면도이다.
- [0109] 도 14는 본 발명의 다른 구현예에 의한 운동 보존 인공장치의 사시도이다.
- [0110] 도 15 내지 17은 본 발명의 다른 구현예들에 의한 운동 보존 인공장치들의 사시도들이다.
- [0111] 도 18 내지 21은 본 발명의 다른 구현예들에 의한 운동 보존 인공장치들의 분해도들이다.
- [0112] 도 22A는 본 발명의 다른 구현예에 의한 운동 보존 인공장치의 사시도이다.
- [0113] 도 22B는 도 22A의 운동 보존 인공장치의 일 양상의 저면 사시도이다.
- [0114] 도 23 내지 25는 본 발명의 다른 구현예들에 의한 운동 보존 인공장치들의 사시도들이다.
- [0115] 도 26A는 본 발명의 다른 구현예에 의한 운동 보존 인공장치의 일부분이다.
- [0116] 도 26B는 도 22A의 운동 보존 인공장치의 단면도이다.
- [0117] 도 27A는 본 발명의 다른 구현예에 의한 운동 보존 인공장치의 일부분이다.
- [0118] 도 27B는 도 27A의 운동 보존 인공장치의 단면도이다.
- [0119] 도 28A는 본 발명의 다른 구현예에 의한 운동 보존 인공장치의 일부분이다.
- [0120] 도 28B는 도 28A의 운동 보존 인공장치의 단면도이다.

도면

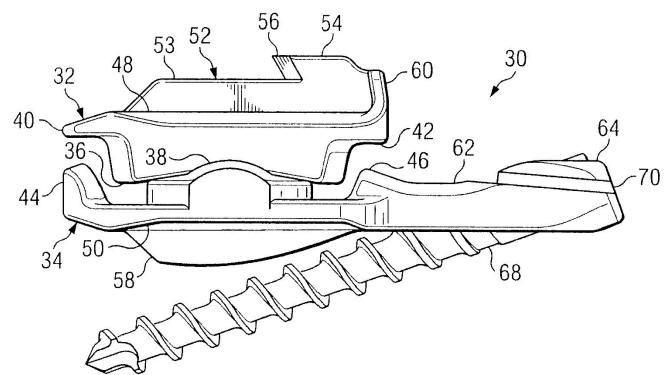
도면1



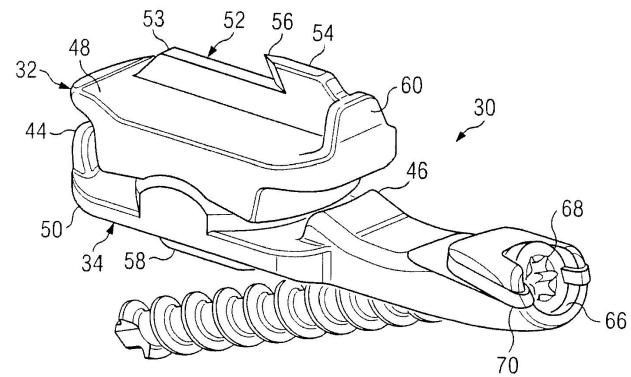
도면2



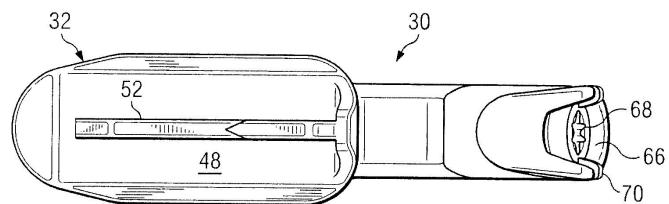
도면3



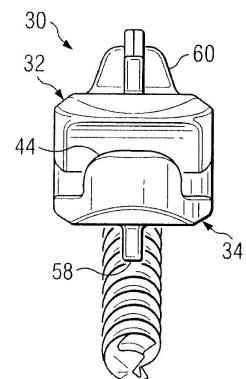
도면4



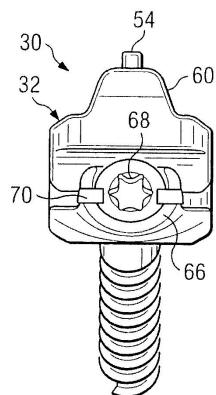
도면5



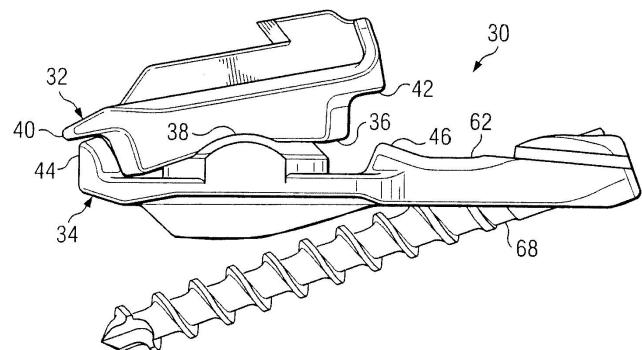
도면6



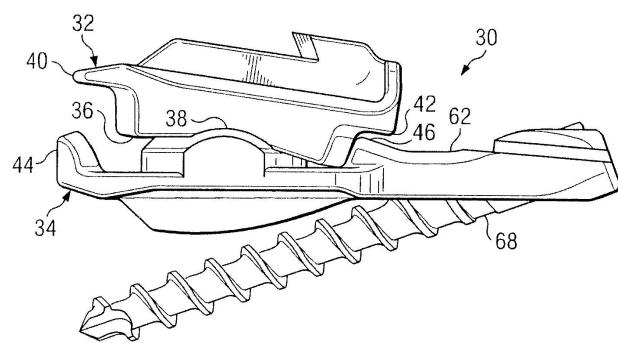
도면7



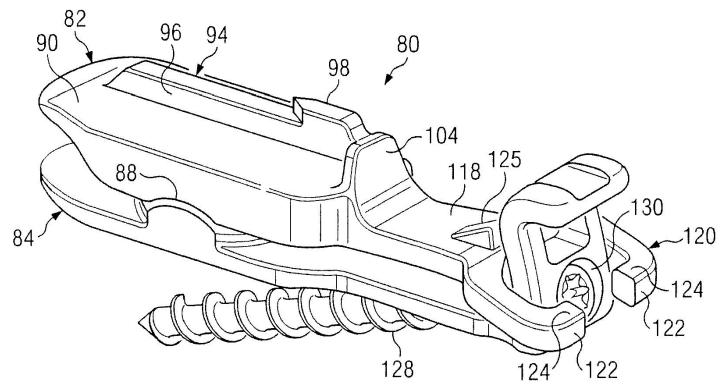
도면8



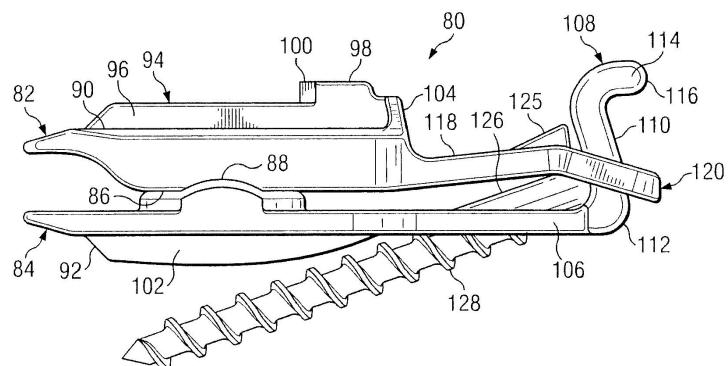
도면9



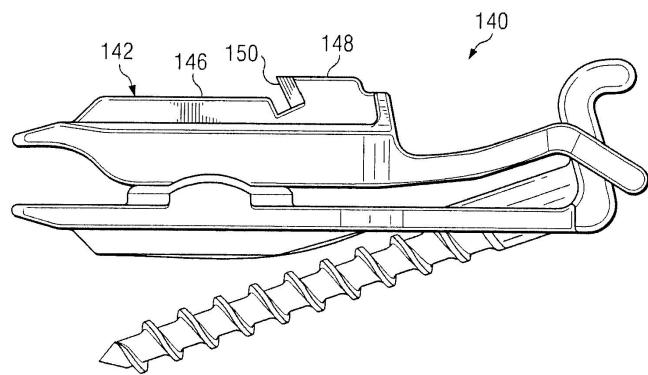
도면10



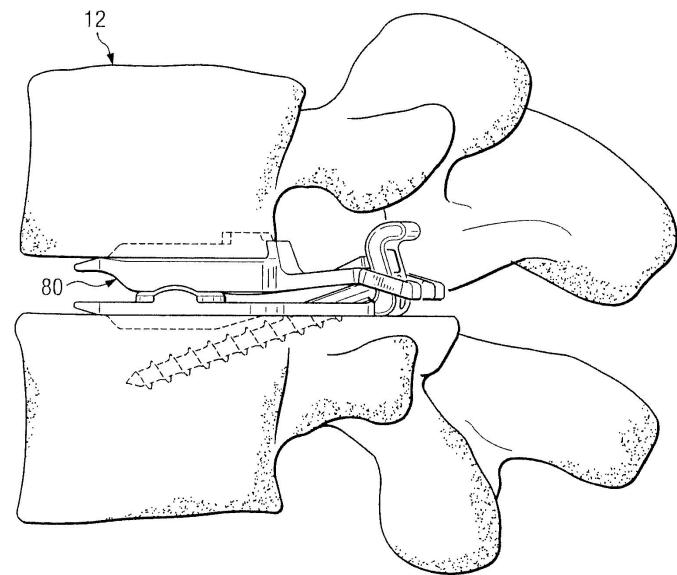
도면11



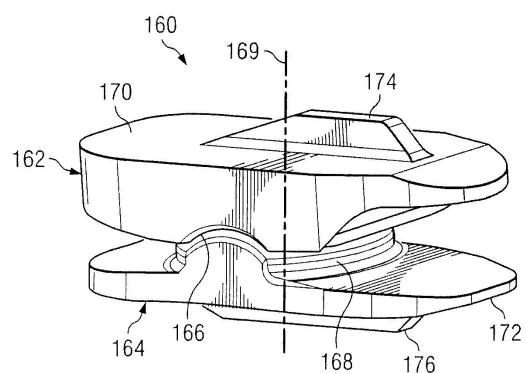
도면12



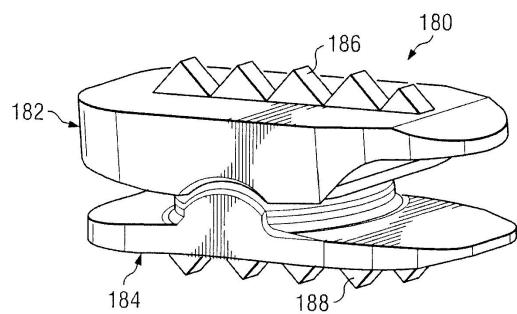
도면13



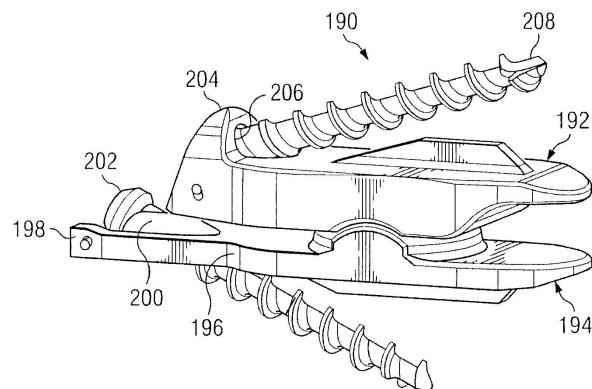
도면14



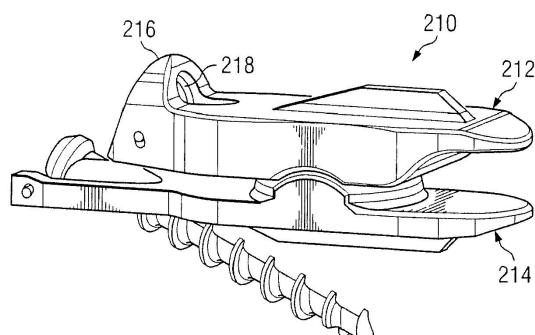
도면15



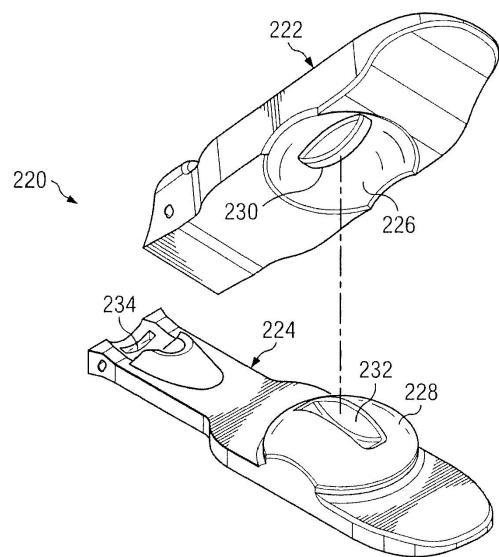
도면16



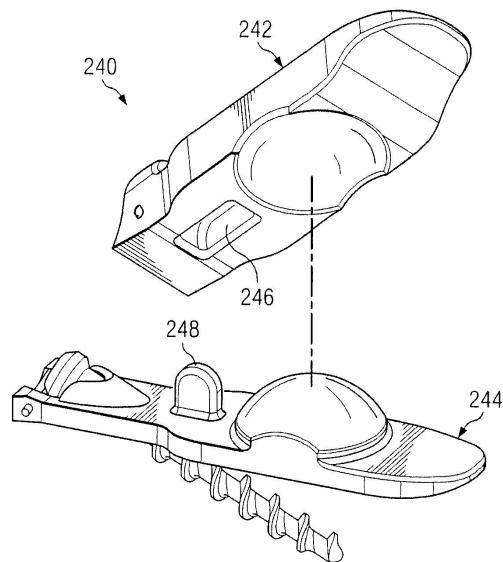
도면17



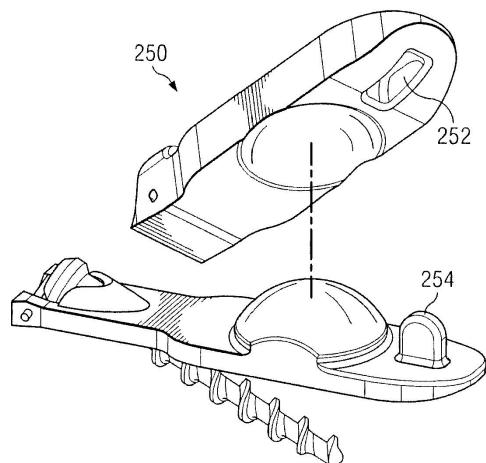
도면18



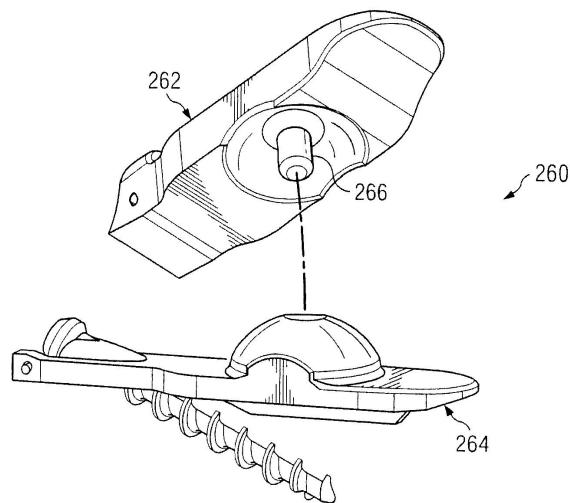
도면19



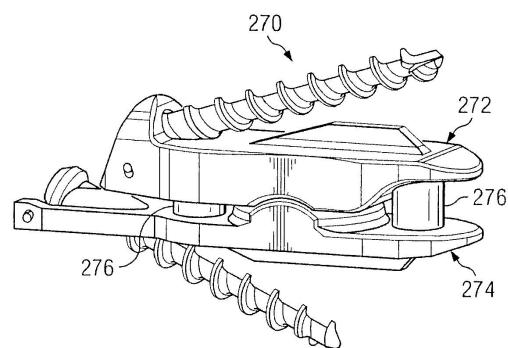
도면20



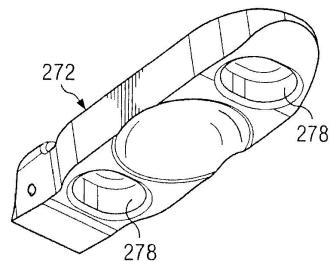
도면21



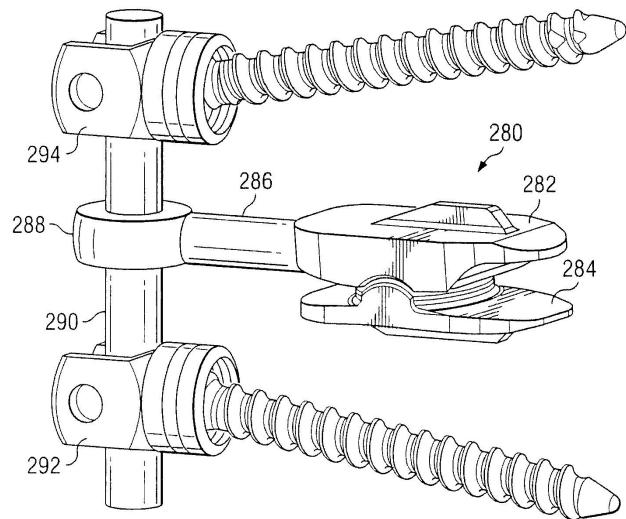
도면22a



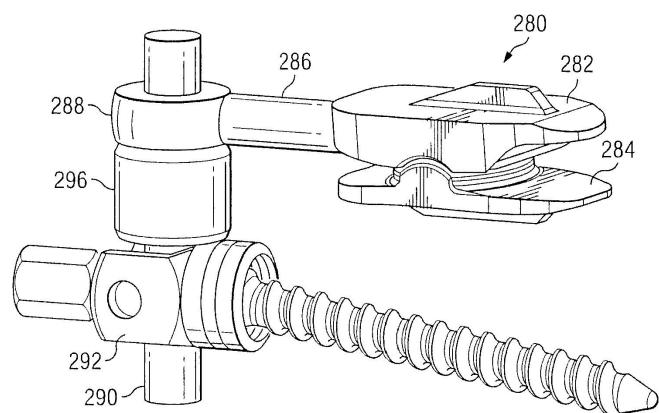
도면22b



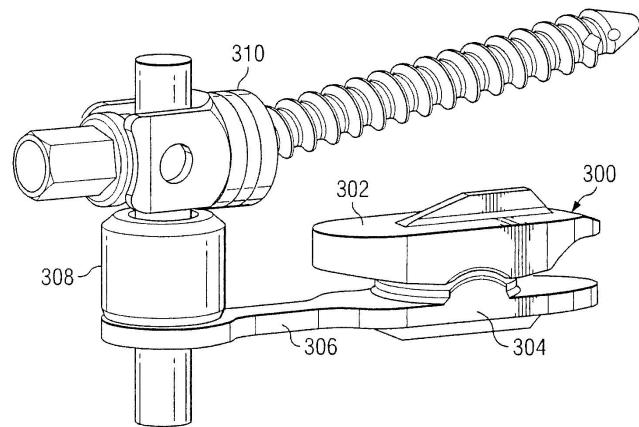
도면23



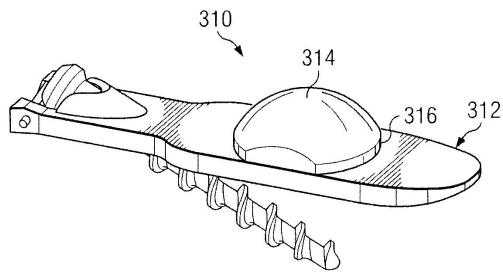
도면24



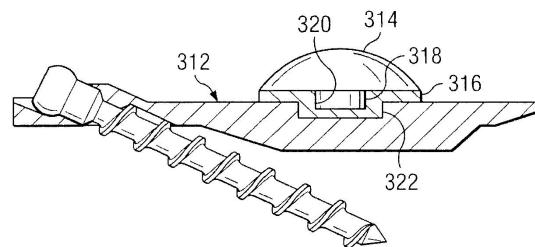
도면25



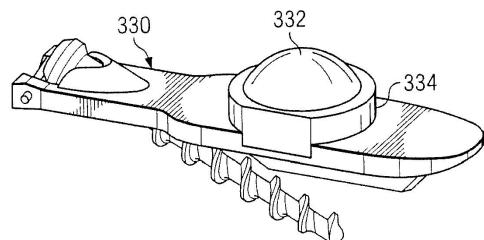
도면26a



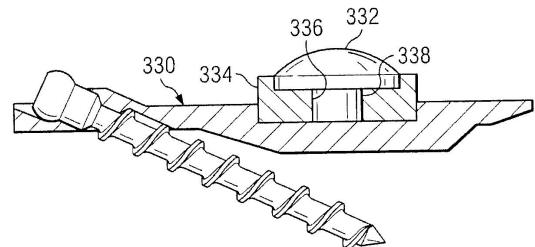
도면26b



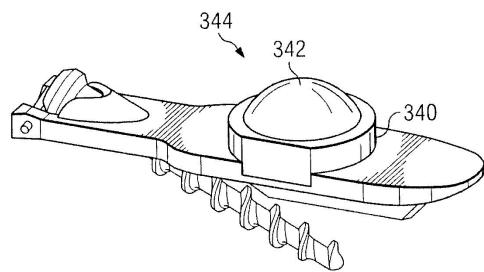
도면27a



도면27b



도면28a



도면28b

