



(19)대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) 。 Int. Cl. (11) 공개번호 10-2006-0129008
A61F 2/44 (2006.01) (43) 공개일자 2006년12월14일

(21) 출원번호	10-2006-7016070	(87) 국제공개번호	WO 2005/070353
(22) 출원일자	2006년08월09일	국제공개일자	2005년08월04일
심사청구일자	없음		
번역문 제출일자	2006년08월09일		
(86) 국제출원번호	PCT/US2005/000705		
국제출원일자	2005년01월10일		

(30) 우선권주장 60/534,960 2004년01월09일 미국(US)

(71) 출원인 위쏘우 오르쏘페딕 인코포레이티드
미합중국 인디애나주 46581, 위쏘우, 실비우스 크로싱 2500

(72) 발명자 피터맨, 마크, 엠
미국, 테네시주 38103, 멤피스, 505 테네세 스트리트넘버 309
험펠스, 스티븐, 씨.
미국 테네시 37421, 채터누가, 5628 마운틴 브리즈 드라이브.
훗지, 스캇, 디.
미국 테네시 37363, 오테와, 7405 스플렌디드 뷰 드라이브
브래드덕, 대니, 에이치.제이알.
미국 테네시주 38135, 바틀레트, 데이 브레이크 드라이브 5981

(74) 대리인 김학제
문혜정

전체 청구항 수 : 총 51 항

(54) 이중 접합 척추 장치 및 방법

(57) 요약

인공 척추관절(100)은 위 척추골(superior vertebra)과 아래 척추골(inferior vertebra) 사이에서 하나 이상의 결합부를 만든다. 인공 척추 관절(artificial spinal joint)은 위 척추골과 아래 척추골 사이의 추간판 공간(intervertebral disk space)으로 신장하는 전방 관절 대체 구성요소(anterior joint replacement component)(106,112)를 포함한다. 인공 척추관절은 상기 전방 관절 대체 구성요소에 결합되고 및 추간판 공간을 넘어 상기 전방 관절 대체 구성요소로부터 후방으로 신장하는 브릿지 구성요소(bridge component)(110,116) 및 상기 브릿지에 결합되는 후방 관절 대체 구성요소(posterior joint replacement component)(108, 114)를 포함하고, 여기서 상기 후방 관절 대체 구성요소는 후방 소켓(posterior socket)(124)에 체결되는 후방 돌출부(posterior protrusion)(120)를 포함한다.

대표도

도 19

특허청구의 범위

청구항 1.

위 척추골(superior vertebra)과 아래 척추골(inferior vertebra) 사이에서 하나 이상의 결합부를 만들기 위한 인공 척추관절(artificial spinal joint)에 있어서,

위 척추골과 아래 척추골 사이의 추간판 공간(intervertebral disk space)으로 신장하는 전방 관절 대체 구성요소(anterior joint replacement component);

상기 전방 관절 대체 구성요소에 결합되고 및 추간판 공간을 넘어 상기 전방 관절 대체 구성요소로부터 후방으로 신장하는 브릿지 구성요소(bridge component); 및

상기 브릿지에 결합되는 후방 관절 대체 구성요소(posterior joint replacement component)로서, 후방 소켓(posterior socket)에 체결되는 후방 돌출부(posterior protrusion)를 포함하는 후방 관절 대체 구성요소

를 포함하는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절

청구항 2.

제 1항에 있어서, 상기 전방 관절 대체 구성요소는 꼬리 전방 구성요소(caudal anterior component)에 체결되는 입쪽 전방 구성요소(rostral anterior component)를 포함하는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 3.

제 2항에 있어서, 상기 브릿지 구성요소는 상기 입쪽 전방 구성요소로부터 신장하는 입쪽 브릿지(rostral bridge)를 포함하는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 4.

제 2항에 있어서, 상기 브릿지 구성요소는 상기 꼬리 전방 구성요소로부터 신장하는 꼬리 브릿지(caudal bridge)를 포함하는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 5.

제 1항에 있어서, 상기 후방 관절 대체 구성요소는

상기 후방 소켓을 포함하는 입쪽 후방 구성요소(rostral posterior component); 및

상기 후방 돌출부를 포함하는 꼬리 후방 구성요소(caudal posterior component)를 포함하는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 6.

제 1항에 있어서, 상기 인공 척추관절을 위 척추골 또는 아래 척추골에 부착하기 위한 뼈 패스너(bone fastener)를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 7.

제 6항에 있어서, 상기 후방 관절 대체 구성요소는 상기 뼈 패스너를 수용기 위해 만들어진 연결 구성요소(connection component)를 포함하는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 8.

제 7항에 있어서, 상기 뼈 패스너는 뼈 스크류(bone screw)이고 상기 연결 구성요소는 수용된 뼈 스크류를 아래 척추골의 육경 벽(pedicle wall of the inferior vertebra)으로 향하도록 추가로 만들어질 수 있는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 9.

제 7항에 있어서, 상기 뼈 패스너는 뼈 나사이고 상기 연결 구성요소는 수용된 뼈 스크류를 일반적으로 아래 척추골의 원통형 몸체부(cylindrical body portion of the inferior vertebra)로 향하도록 추가로 만들어질 수 있는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 10.

제 7항에 있어서, 상기 뼈 패스너는 뼈 나사이고 상기 연결 구성요소는 수용된 뼈 스크류를 아래 척추골 육경의 중축(central axis of a pedicle of the inferior vertebra)을 따라 육경 내부로(intrapedicularly) 향하도록 추가로 만들어질 수 있는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 11.

제 6항에 있어서, 상기 전방 관절 대체 구성요소는 뼈 패스너를 수용하기 위해 만들어진 연결 구성요소(connection component)를 포함하는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 12.

제 11항에 있어서, 상기 뼈 패스너는 뼈 나사이고 상기 연결 구성요소는 수용된 뼈 스크류를 일반적으로 위 척추골의 원통형 몸체부(cylindrical body portion of the superior vertebra)로 향하도록 추가로 만들어질 수 있는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 13.

제 11항에 있어서, 상기 뼈 패스너는 뼈 나사이고 상기 연결 구성요소는 수용된 뼈 스크류를 위 척추골 육경의 중축(central axis of a pedicle of the superior vertebra)을 따라 육경 내부로(intrapedicularly) 향하도록 추가로 만들어질 수 있는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 14.

제 6항에 있어서, 상기 뼈 패스너는 전방 관절 대체 구성요소로부터 신장하는 스파이크(spike)를 포함하고, 상기 스파이크는 일반적으로 상기 위 척추골의 원통형 몸체 부분에 체결될 수 있는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 15.

제 6항에 있어서, 상기 브릿지 구성요소는 상기 뼈 패스너를 수용할 수 있는 연결 구성요소를 포함하는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 16.

제 1항에 있어서, 상기 전방 관절 대체 구성요소는 전방 소켓에 체결된 만곡된 돌출부(curved protrusion)를 포함하는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 17.

제 16항에 있어서, 상기 위 척추골 및 상기 아래 척추골은 각각 위 및 아래 원통형 몸체를 포함하고, 상기 전방 소켓과 체결된 만곡된 돌출부에 의해 한정된 운동 축(axis of motion)이 상기 위 및 아래 원통형 몸체에 의해 한정된 종축(longitudinal axis)의 후방으로 위치되는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 18.

제 16항에 있어서, 상기 전방 관절 대체 구성요소는 상기 만곡된 돌출부의 전방으로 신장하는 뼈 접촉 표면(bone contacting surface)을 포함하는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 19.

제 1항에 있어서, 상기 전방 관절 대체 구성요소는 좌측 전방 부재(left anterior member) 및 우측 전방 부재(right anterior member)를 포함하고 ;

상기 브릿지 구성요소는 좌측 브릿지 부재(left bridge member) 및 우측 브릿지 부재(right bridge member)를 포함하고 ; 및

상기 후방 관절 대체 구성요소는 좌측 후방 부재(left posterior member) 및 우측 후방 부재(right posterior member)를 포함하고, 상기 좌측 후방 부재는 제 1 후방 소켓(first posterior socket)에 체결된 제 1 후방 돌출부(first posterior protrusion)를 포함하고, 상기 우측 후방 부재는 제 2 후방 소켓(second posterior socket)에 체결된 제 2 후방 돌출부(second posterior protrusion)를 포함하는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 20.

제 1항에 있어서, 상기 전방 관절 대체 구성요소는 캄빈의 삼각형(Kambin's triangle)을 통해 삽입될 수 있는 크기인 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 21.

제 1항에 있어서, 상기 후방 소켓은 길게 늘어진 트로프(trough)를 포함하는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 22.

제 1항에 있어서, 상기 브릿지 구성요소는 신경 원소(neural element)의 통과를 허용할 수 있는 조그(jog)를 포함하는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 23.

제 1항에 있어서, 상기 후방 돌출부의 곡률 반경(radius of curvature)이 상기 후방 소켓의 곡률 반경보다 작은 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 24.

제 1항에 있어서, 상기 후방 돌출부의 곡률 반경이 상기 후방 소켓의 곡률 반경과 일치하는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 25.

제 1항에 있어서, 상기 만곡된 돌출부의 곡률 반경이 상기 전방 소켓의 곡률 반경과 일치하는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 26.

제 1항에 있어서, 상기 만곡된 돌출부의 곡률 반경이 상기 전방 소켓의 곡률 반경보다 작은 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 27.

제 1항에 있어서, 상기 브릿지 구성요소는 하나 이상의 인공 육경의 일부(portion of an artificial pedicle)인 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 28.

제 1항에 있어서, 상기 전방 관절 구성요소는 킬(keel)을 포함하는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 29.

제 1항에 있어서, 상기 브릿지 구성요소는 육경(pedicle)과 체결할 수 있는 킬(keel)을 포함하는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 30.

제 1항에 있어서, 상기 후방 관절 대체 구성요소는 입쪽 후방 구성요소 및 꼬리 후방 구성요소를 포함하고 여기서 상기 후방 돌출부는 상기 입쪽 후방 구성요소에 위치하고 상기 후방 소켓은 상기 꼬리 후방 구성요소에 위치하는 것을 특징으로 하는 인공 척추관절.

청구항 31.

꼬리 전방 구성요소(caudal anterior component)에 이동할 수 있게 체결되는 입쪽 전방 구성요소(rostral anterior component) ; 및

위 및 아래 척추골의 척추 종관 사이에서 한정된 디스크 공간의 바깥쪽에서 꼬리 후방 돌출부에 체결되고 및 꼬리 전방 구성요소에 대한 입쪽 전방구성요소의 이동을 제한하기 위해 만들어진 입쪽 후방 소켓(rostral posterior socket)으로서, 여기서 상기 입쪽 전방 구성요소가 상기 입쪽 후방 구성요소에 연결되는 입쪽 후방 소켓

을 포함하는 위 척추골과 아래 척추골 사이에 삽입하기 위한 척추 관절성형 장치(spinal arthroplasty device): .

청구항 32.

제 31항에 있어서, 상기 입쪽 전방 구성요소는 브릿지에 의해 상기 입쪽 후방 구성요소와 연결되는 것을 특징으로 하는 척추 관절성형 장치.

청구항 33.

제 31항에 있어서, 상기 입쪽 후방 소켓이 전방 방향으로 이동을 제한하도록 만들어진 것을 특징으로 하는 척추 관절성형 장치.

청구항 34.

제 31항에 있어서, 상기 입쪽 후방 소켓은 상기 입쪽 전방 구성요소 및 상기 꼬리 전방 구성요소 사이에서의 회전운동을 제한하도록 추가로 만들어진 것을 특징으로 하는 척추 관절성형 장치.

청구항 35.

제 31항에 있어서, 상기 입쪽 후방 소켓은 상기 입쪽 전방 구성요소 및 상기 꼬리 전방 구성요소 사이에서의 굴곡-연장 운동(flexion-extension motion)을 허용하도록 추가로 만들어진 것을 특징으로 하는 척추 관절성형 장치.

청구항 36.

제 31항에 있어서, 상기 입쪽 전방 구성요소는 측면 굽힘 운동(lateral bending motion) 동안 꼬리 전방 구성요소로부터 분리되는 것을 특징으로 하는 척추 관절성형 장치.

청구항 37.

제 31항에 있어서, 상기 입쪽 전방 구성요소는 회전운동 동안 꼬리 전방 구성요소로부터 분리되는 것을 특징으로 하는 척추 관절성형 장치.

청구항 38.

추간판 공간에서 디스크 일부분(a portion of a disk)을 대체하는 제 1 수단;

본래의 소관절면(facet) 기능의 일부를 복원하는 제 2 수단 ;

상기 위 척추골 및 상기 아래 척추골 사이의 운동을 제한하는 제 3 수단 ; 및

상기 제 1 수단과 상기 제 2 수단 사이에서 교량역할(bridging)을 하는 제 4 수단

을 포함하는 위 척추골과 아래 척추골 사이의 결합을 제공하는 시스템.

청구항 39.

제 38항에 있어서, 상기 제 3 수단은 상기 위 척추골과 아래 척추골 사이의 회전 운동을 제한하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 40.

제 38항에 있어서, 상기 제 3 수단은 상기 위 척추골과 아래 척추골 사이의 굴곡-연장 운동(flexion-extension motion)을 제한하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 41.

제 38항에 있어서, 상기 제 3 수단은 상기 위 척추골과 아래 척추골 사이의 측면 굽힘 운동(lateral bending motion)을 제한하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 42.

제 38항에 있어서, 상기 제 3 수단은 상기 위 척추골과 아래 척추골 사이의 결합 운동(coupled motions)을 제한하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 43.

위 척추골과 아래 척추골 사이에 삽입(interposition)하는 모듈러식(modular) 인공 척추관절에 있어서,

위 척추골과 아래 척추골 사이의 추간판 공간으로 신장하는 전방 관절 대체 구성요소 ;

상기 전방 관절 대체 구성요소에 결합되고 및 추간판 공간을 넘어 상기 전방 관절 대체 구성요소로부터 후방으로 신장하는 브릿지 구성요소(bridge component); 및

상기 브릿지에 제거가능하게 결합되는 후방 관절 대체 구성요소(posterior joint replacement component)로서, 후방 소켓(posterior socket)에 체결되는 후방 돌출부(posterior protrusion)를 포함하는 후방 관절 대체 구성요소

를 포함하는 것을 특징으로 하는 모듈러식 인공 척추관절.

청구항 44.

제 43항에 있어서, 상기 모듈러식 인공 척추관절은 상기 전방 관절 대체 구성요소를 상기 브릿지 구성요소에 고정시키는 패스닝 메카니즘(fastening mechanism)을 추가로 포함하는 모듈러식 인공 척추관절.

청구항 45.

제 44항에 있어서, 상기 패스닝 메카니즘은 상기 전방 관절 대체 구성요소와 상기 브릿지 구성요소 사이에 나사산 연결(threaded connection)을 포함하는 것을 특징으로 하는 모듈러식 인공 척추관절.

청구항 46.

제 44항에 있어서, 상기 패스닝 메카니즘은 상기 전방 관절 대체 구성요소와 상기 브릿지 구성요소 사이에 볼트 연결(bolted connection)을 포함하는 것을 특징으로 하는 모듈러식 인공 척추관절.

청구항 47.

제 44항에 있어서, 상기 패스닝 메카니즘은 상기 전방 관절 대체 구성요소와 상기 브릿지 구성요소 사이에 래치 연결(latched connection)을 포함하는 것을 특징으로 하는 모듈러식 인공 척추관절.

청구항 48.

제 43항에 있어서, 상기 모듈러식 인공 척추관절은 상기 브릿지 구성요소를 상기 후방 관절 대체 구성요소에 고정하기 위한 패스닝 메카니즘을 추가로 포함하는 모듈러식 인공 척추관절.

청구항 49.

제 48항에 있어서, 상기 패스닝 메카니즘은 상기 브릿지 구성요소와 상기 후방 관절 대체 구성요소 사이에 나사산 연결을 포함하는 것을 특징으로 하는 모듈러식 인공 척추관절.

청구항 50.

제 48항에 있어서, 상기 패스닝 메카니즘은 상기 브릿지 구성요소와 상기 후방 관절 대체 구성요소 사이에 볼트 연결을 포함하는 것을 특징으로 하는 모듈러식 인공 척추관절.

청구항 51.

제 48항에 있어서, 상기 패스닝 메카니즘은 상기 브릿지 구성요소와 상기 후방 관절 대체 구성요소 사이에 래치 연결을 포함하는 것을 특징으로 하는 모듈러식 인공 척추관절.

명세서

기술분야

본 발명의 구현에는 일반적으로 척수 수술을 시행하는 장치 및 방법에 관계한 것으로, 더욱 상세한 구현으로 후방으로 척추디스크(vertebral disc) 공간 안으로 위치될 수 있는 척추 관절성형(spinal arthroplasty) 장치에 관계한다. 본 발명의 다양한 구현들이 존재하고, 후방 접근을 통해 본래의 척추관절(spinal joint)의 디스크(disc) 및 소관절면(facet) 기능을 대체하는 전체적인 척추 관절성형을 포함한다.

배경기술

본 발명이 속하는 기술분야에 잘 알려진 바와 같이, 사람의 해부학에서, 척추(spine)는 일반적으로 인장(tensile) 및 압축(compressive) 하중(load)을 지탱하는 가요성 기둥(flexible column)으로 유연한 동작을 하게 하고 늑골(ribs), 근육 및 인대(ligaments)가 부착되게 장소를 제공한다. 일반적으로, 척추는 세 부분으로 나뉜다: 경추(cervical spine), 흉추(thoracic spine) 및 요추(lumbar spine). 도 1은 건강한, 사람의 척추(spinal column)의 요추(lumbar spinal)(1) 및 엉치뼈 부위(sacrum region)(3)를 개략적으로 도시한다. 척추의 부분들은 척추골(vertebrae)라고 불리는 개개의 뼈들로 이루어져 있으며, 척추골은 그들 사이에 위치해 있는 추간판(intervertebral discs)에 의하여 분리된다.

도 2는 2개의 인접한 척추골(7, 9) 사이에 배치된 건강한 추간판(5)과 요추 부위의 오른쪽 측면의 일부를 도시한다. 임의의 소정의 관절에서, 상부 척추골은 위 척추골(superior vertebra)을 의미하며 하부 척추골은 아래 척추골(inferior vertebra)을 의미한다. 각각의 척추골은 일반적으로 체중 지지(weight bearing)의 주요부인 원통형 몸체(cylindrical body)(7a, 9a), 및 예를 들어, 7b, 7c, 7d(그 중 2개는 도 2에 도시됨)인 3개의 뼈 돌기(bony processes)를 포함한다. 도 7a에 도시된 바와 같이, 도시된 모든 돌기들 중에서 돌기(7b, 7c, 7d)는 원주 내에서 일정한 간격의 위치로 척추체(7) 밖으로 신장한다. 여러 기능 중에서, 돌기는 근육 및 인대 부착을 위한 장소를 제공한다. 이웃한 척추골은 척추골의 원통형 몸체에서 뺀 척추의 운동을 보호하기 위하여 구부러지는 동안 하나가 다른 하나로 미끄러지도록 하는 소관절면 구성요소(facet components)(7e)(도 2)를 통하여 서로에 대하여 움직일 수 있다. 인접한 척추와 결합하는 2개의 후관절(facet joints)이 있으며, 각각 위 및 아래 소관절면 구성요소로 형성된다. 건강한 추간판을 도 3에 도시한다. 도 3에 도시된 바와 같이, 추간판은 4개의 부위를 가진다: 수핵(nucleus pulposus)(11), 전이대(transition zone)(13), 내측 섬유륜(inner annulus fibrosis region)(15) 및 외측 섬유륜(outer annulus fibrosis)(17). 일반적으로, 내측 섬유륜(15) 및 외측 섬유륜(17)은 척추체 상하에 단단히 부착되는 섬유 연골 물질의 층으로 되어 있다. 수핵(11)은 전형적으로 본래 더욱 수화되어 있다.

이러한 추간판은 충격 완충기(shock absorbers) 및 관절로서 기능한다. 그들은 인접한 척추체가 특히 서로에 대하여 제한된 양만큼 운동하는 것을 허용하는 동일한 시간 동안, 상세하게는 척추가 구부러지는 굽이(flexure) 동안, 상기 척추가 받을 수 있는 압축 및 인장 하중을 받아들이도록 디자인된다. 따라서, 추간판은 일정한 근육 및/또는 중력압에 있으며 일반적으로 "손상(wear and tear)"의 신호를 나타내는 요추의 첫 번째 부분이다.

또한, 후관절 퇴행(degeneration)은 후관절이 척추에 따라 거의 일정하게 운동하므로 일반적이다. 사실상, 후관절 퇴행 및 디스크 퇴행은 종종 함께 일어난다. 일반적으로, 비록 하나가 일차적인 문제이고 다른 하나가 척추의 변형에서 기인하는 이차적인 문제일지라도, 외과적 치료가 고려될 때까지 후관절 퇴행 및 디스크 퇴행 모두가 전형적으로 나타나왔다. 예를 들어, 후관절 및/또는 추간판의 변형은 척추관협착증(spinal stenosis), 퇴행 척추전방전위증(degenerative spondylolisthesis), 및 퇴행 척추측만증(degenerative scoliosis)을 야기한다.

이러한 이상들을 치료하는 하나의 외과 수술은 척추고정술(spinal arthrodesis)(즉, 척추 융합술(spine fusion))이며, 이것은 전방 및/또는 후방 모두에서 수행되어 왔다. 후방 시술은 원위치 융합술(in-situ fusion), 후방 측면 설치 융합술(posterior lateral instrumented fusion), 경유 요추 체간 융합술(transforaminal lumbar interbody fusion)("TLIF") 및 후방 요추 체간 융합술(posterior lumbar interbody fusion)("PLIF")을 포함한다. 당면한 증상을 약화시키는 수준에서 임의의 운동을 제거하도록 척추 분절을 뺄뺄하게 융합하는 것은, 운동을 유지하는 몇몇의 환자들을 제외하고는 유익하다. 퇴행성 디스크 또는 후관절을 각각 인공 디스크 또는 인공 후관절과 수술적으로 대체하는 것도 알려져 있다. 그러나, 공지된 장치 또는 방법 중 어느 것도 본 명세서의 구현예의 이점을 제공하지 못한다.

그러므로, 공지된 임플란트 및 수술 테크닉의 결점 및 단점을 피하는 개선된 척추 관절성형술의 필요가 있음을 아래에서 보여줄 것이다.

[발명의 요약]

제 1 구현예에서, 인공 척추관절은 위 척추골(superior vertebra)과 아래 척추골(inferior vertebra) 사이에서 하나 이상의 결합부를 만든다. 인공 척추 관절(artificial spinal joint)은 위 척추골과 아래 척추골 사이의 추간관공간(intervertebral disk space)으로 신장하는 전방 관절 대체 구성요소(anterior joint replacement component)를 포함한다. 인공 척추관절은 상기 전방 관절 대체 구성요소에 결합되고 및 추간관 공간을 넘어 상기 전방 관절 대체 구성요소로부터 후방으로 신장하는 브릿지 구성요소(bridge component) 및 상기 브릿지에 결합되는 후방 관절 대체 구성요소(posterior joint replacement component)를 포함하고, 여기서 상기 후방 관절 대체 구성요소는 후방 소켓(posterior socket)에 체결되는 후방 돌출부(posterior protrusion)를 포함한다.

제 2 구현예에서, 위 척추골과 아래 척추골 사이에 삽입하는 척추 관절성형 장치는 꼬리 전방 구성요소(caudal anterior component)에 이동할 수 있게 체결되는 입쪽 전방 구성요소(rostral anterior component)를 포함한다. 상기 장치는 꼬리 후방 돌출부와 체결되고 꼬리 전방 구성요소에 대해 입쪽 전방 구성요소의 이동(translation)을 제한하기 위해 만들어진 입쪽 후방 소켓을 포함한다. 이러한 구현예에서 상기 입쪽 전방 구성요소는 입쪽 후방 구성요소에 연결된다.

제 3 구현예에서, 인공 척추관절의 임플란트 방법은 환자의 등을 절개하는 제 1 절개(first incision) 단계, 추간관 공간으로부터 척추 디스크의 하나 이상의 부분을 제거하는 단계, 상기 절개를 통해 하나 이상의 척추 디스크 부분을 삽입하는 단계, 상기 추간관 공간에 인공 척추 관절의 전방 관절 부분을 배치하는 단계, 및 상기 추간관 공간의 외측에 인공 척추 관절의 후방 관절 부분을 배치시키는 단계를 포함한다. 후방 관절 부분을 배치시키는 단계는 후방 돌출부를 후방 소켓에 체결시키는 단계를 포함한다.

제 4 구현예에서, 위 척추골과 아래 척추골 사이에 삽입(interposition)하는 모듈러식(modular) 인공 척추관절은 위 척추골과 아래 척추골 사이의 추간관 공간으로 신장하는 전방 관절 대체 구성요소를 포함한다. 상기 모듈러식 인공 척추관절은 상기 전방 관절 대체 구성요소에 결합되고 및 추간관 공간을 넘어 상기 전방 관절 대체 구성요소로부터 후방으로 신장하는 브릿지 구성요소(bridge component) 및 상기 브릿지에 제거가능하게 결합되는 후방 관절 대체 구성요소(posterior joint replacement component)를 포함하고, 여기서 후방 관절 대체 구성요소는 후방 소켓(posterior socket)에 체결되는 후방 돌출부(posterior protrusion)를 포함한다.

개시된 구현예들은 요추골의 퇴행성 변화, 외상후(post-traumatic), 추간관탈락(discogenic), 소관절면 고통 또는 척추전방 전위증 및/또는 요추골의 다차원에서의 운동을 유지하는데 유용할 수 있다.

추가적이고 대안의 특성, 이점, 용도 및 구현예는 하기의 설명, 도면, 및 청구항에 의해 설명되거나 명백해 질 것이다.

발명의 상세한 설명

상기 도면은 추간관 또는 추간관 및 하나 이상의 대응되는 후관절의 조합을 대체하는 인공 추간관절의 다양한 구현예를 도시한다. 본 명세서의 원리에 따른 인공 추간관절의 다양한 구현예는, 특히, 예를 들어, 요추의 퇴행성 변화, 외상후, 추간관 탈락(discogenic), 소관절면 고통 또는 척추전방전위증 및/또는 요추의 다차원에서의 운동을 유지하는 것을 포함하는 관절 대체에 적합한 임의의 문제점을 치료하는데 사용될 수 있다.

도 4-7은 인공 추간관절의 제 1 전형적인 구현예를 도시한다. 도 4 및 5에 도시된 바와 같이, 각각의 관절은 두 개의 관절 성형 절반으로 구성되어 있으며, 그 각각은 스페이서(spacer) 또는 디스크(19) 및 리테이닝부(retaining portion)(21)를 갖는다. 상기 리테이닝부(21)는 제 1 리테이닝부(21a) 및 제 2 리테이닝부(21b)를 포함한다. 도 4에 도시된 실시예에서, 상기 제 1 리테이닝부(21a)는 상기 제 2 리테이닝부(21b) 보다 위에 있으며(상위) 상기 디스크(19)는 그들 사이에 위치한다. 비록 이러한 전형적인 구현예에 따른 인공 추간관절이 각각 제 1 리테이닝부 및 제 2 리테이닝부의 두 개의 절반을 갖고 있지만, 인공 추간관절이 단일 제 1 리테이닝 부재, 단일 제 2 리테이닝 부재 및 단일 스페이서를 갖도록 다른 구현예가 수행될 수 있음이 이해되어야 한다. 또한 각각 다른 크기의 절반 또는 두 개의 요소보다 많이 포함하는 제 1 리테이닝부, 제 2 리테이닝부, 및/또는 디스크를 갖는 관절성형술과 함께 다른 구현예도 수행될 수 있음이 이해되어야 한다.

추가로, 도 4에 도시된 바와 같이, 상기 제 1 리테이닝부(21a) 및 상기 제 2 리테이닝부(21b)는 두 개의 인접한 척추 사이에 위치한다. 더욱 상세하게, 상기 제 1 리테이닝부는 두 개의 인접한 척추 중 위쪽의 것의 아래 표면을 따라 위치하며 상기 제 2 리테이닝부는 두 개의 인접한 척추 중 아래쪽의 것의 위쪽 표면 위에 위치될 수 있다. 그러나, 제 1 리테이닝부 및 제 2 리테이닝부는 그러한 배열에 제한되는 것이 아니며, 본원에서 도시된 것과 다른 위치에 위치하고/위치하거나 다르게 형성될 수 있음이 당해 기술이 속하는 분야의 당업자에게 이해되어야 한다.

척추의 남은 종판(end plates)과 접촉하는 관절성형의 리테이닝부(21a, 21b)의 표면은 뼈의 내성장(bony ingrowth)을 증진시키기 위하여 분무된 염주물질(beaded material) 또는 플라즈마 및 그들 사이의 단단한 결합(firm connection)으로 덮일 수 있다. 특히, 뼈 내성장을 증진시키는 표면은 티타늄/칼슘/포스페이트 이중 코팅(double coating)인 코발트 크롬 몰리브덴 합금(cobalt chromium molybdenum alloy), 그물 표면(mesh surface), 또는 임의의 다른 효과적인 표면 마무리(surface finish)일 수 있다. 단독으로 또는 조합하여, 폴리메틸메타크릴레이트(PMMA)와 같은 접착제(adhesive) 또는 시멘트가 하나 또는 두 개의 종판에 대해 임플란트의 일부 또는 모두를 고정하기 위하여 사용될 수 있다.

아래에서 보다 상세하게 설명되는 바와 같이, 외측 고리 부위(17)의 상당 부분이(예를 들면, 도 4, 7b 참조), 몇몇의 구현예에서 약 300도 정도(300 degrees), 종판의 하부에 놓일 수 있으며, 그것은 각각의 척추에 리테이닝부를 단단하게 부착하기 위해 뼈 내성장이 일어날 때까지 원위치에서 아래쪽 리테이닝부를 유지하는 조리개(stop)로서 작용한다(도 4는 단지 놓여있는 외측 고리(17)의 일부만을 도시한다). 반대로, 종래의 앞 관절성형에 있어서, 상기 외측 고리 부위(17)의 약 270도(270 degrees) 정도가 전형적으로 제거된다. 이외에, 추경 나사도 아래에서 설명되는 다른 구현예와 함께 보다 상세하게 설명되는 바와 같이 즉각적인 고정에 사용될 수 있다.

본 명세서의 다양한 구현예에서, 상기 제 1 리테이닝부(21a) 및 상기 제 2 리테이닝부(21b)는 그들 사이에 디스크(19)가 놓이도록 제작된다. 예를 들어, 두 개의 볼록한 표면(convex surfaces)을 가진 디스크(19)의 경우에는, 각각의 상기 제 1 리테이닝부(21a) 및 상기 제 2 리테이닝부(21b)는 상기 디스크(19)가 놓일 수 있는 공간을 형성하는 오목한 표면(concave surface)(21c)을 가질 수 있다. 예를 들어, 도 4에 도시된 전형적인 구현예에서, 상기 디스크(19)의 위쪽의 볼록한 표면(19a)은 상기 제 1 리테이닝부(21a)의 오목한 표면(21c)에 의해 형성된 오목면에 들어맞으며 상기 디스크(19)의 아래쪽 볼록한 표면(19b)은 상기 제 2 리테이닝부(21b)의 오목한 표면(21c)에 의해 형성된 오목면에 들어맞는다.

도 5는 적소에 두 개의 관절성형 절반을 가진 전형적인 조합된 인공 추간관절의 전면도를 도시하며, 도 6은 도 5에 도시된 조합된 인공 추간관절의 측면도를 도시한다. 도 5 및 6에서 도시된 바와 같이, 상기 디스크(19)는 상기 제 1 리테이닝부(21a) 및 상기 제 2 리테이닝부(21b) 사이에 놓인다. 비록 상기 디스크(19)가 상기 제 1 리테이닝부(21a) 및 상기 제 2 리테이닝부(21b) 사이에 유지되어 있지만, 상기 디스크(19)는 상기 제 1 리테이닝부(21a) 및 상기 제 2 리테이닝부(21b)에 대응하는 표면에 의한 공간 내에서 미끄러지기 쉽게 움직이도록 자유로움이 이해되어야 한다. 이러한 방식으로, 인접한 척추 사이에서의 제한된 움직임이 허용된다.

도 4, 5 및 6에 도시된 전형적인 구현예에서, 상기 디스크(19)는 상기 제 1 리테이닝부(21a) 및 상기 제 2 리테이닝부(21b) 사이에 삽입되는 분리된 성분이다. 그러나, 아래에서 설명하는 것과 같이, 스페이서 또는 디스크(19)는 하나 또는 두 개의 상기 제 1 리테이닝부(21a) 및 상기 제 2 리테이닝부(21b)와 함께 완전하게 형성되거나 내부로 통합될 수 있음이 이해되어야 한다. 본 명세서의 전형적인 구현예에서, 도 4, 6, 7A 및 7B에서 주요하게 설명한 바와 같이, 인공 추간관절의 각각의 리테이닝부는 제 1 인공 소관절면 구성요소(23a) 및 제 2 인공 소관절면 구성요소(23b)를 포함한다. 도 7A 및 7B에 도시된 바와 같이, 상기 제 1 인공 소관절면 구성요소(23a)는 윗면(25a)을 가지며 대응되는 제 2 인공 소관절면 구성요소(23b)는 다른 척추에 관하여 각각의 척추의 운동을 보호하고 보존하는 동안 인접한 척추를 안정화하기 위하여 상기 윗면(25b)과 상기 윗면(25a)을 짝을 지어 들어맞도록 형성된 윗면(25b)을 가진다. 위쪽 및 아래쪽 리테이닝부(21a, 21b)의 각각의 세트는 한 쌍의 소관절면 구성요소(23a, 23b)를 가질 수 있으며, 그것은 함께 후관절을 형성한다. 이러한 구현예에 따른 소관절면과 전체 관절 대체시에는, 좌우 관절성형술이 후방에서 볼 때 두 개의 인접한 후관절을 형성할 수 있다. 인공 후관절이 제공되는지와 관계없이, 관절성형의 좌우 절반과 결합된 각각의 위아래 리테이닝부는 전적으로 다른 것으로부터 독자적일 수 있다. 즉, 도 7A에 도시된 바와 같이, 예를 들어, 각각의 절반과 결합된 상기 제 1 리테이닝부(21a)는 서로 직접적으로 결합되지 않는다. 도 7b에 도시된 상기 제 2 리테이닝부(21b)에 관하여도 동일하다. 그러나, 심지어 인공 후관절을 포함하는 본 명세서의 구현예에서도, 도 17-18의 설명과 관련하여 보다 상세하게 설명된 바와 같이 각각 절반의 상기 제 1 리테이닝부(21a)의 일부 및/또는 각각 절반의 상기 제 2 리테이닝부(21b)의 일부가 직접적으로 서로 결합하고/하거나 결합될 수 있음이 당해 기술이 속한 분야의 당업자에게 이해되어야 한다.

추가로, 본 명세서의 다양한 구현예에서, 상기 디스크(19), 상기 제 1 리테이닝부(21a) 및 상기 제 2 리테이닝부(21b)는 일반적으로 각각의 인접한 표면 사이를 가로지르는 방향으로 전술한 미끄러지는 운동이 제공되는 동안 가압 및 인장력을 전달하는 결합을 촉진하는 임의의 적절한 물질로 구성될 수 있다. 예를 들어, 상기 제 1 구현예에서, 상기 제 1 리테이닝부(21a) 및 상기 제 2 리테이닝부(21b)는 전형적으로 강철, 티타늄, 및 코발트 크롬과 같은 수술용 임플란트에 적합한 임의의 금속 또는 금속 합금, 또는 카본 파이버와 같은 복합재료, 또는 폴리에테르에테르케톤(PEEK)과 같은 플라스틱 재료 또는 임의의 다른 적합한 물질로 만들어질 수 있다. 디스크는 고분자중량 폴리에틸렌 또는 PEEK와 같은 플라스틱, 또는 세라믹, 금속, 및 이에 제한되지는 않으나, 카본 파이버(carbon fiber), 고무, 또는 다른 적합한 물질과 같은 천연 또는 합성

섬유로 만들어질 수 있다. 일반적으로, 표면의 미끄럼성을 유지하는 것을 돕기 위해서, 표면은 연마되고/연마되거나 코팅되어 부드러운 표면을 제공할 수 있다. 예를 들어, 만일 표면이 금속으로 만들어진다면, 상기 금속 표면은 연마된 금속일 것이다.

도 8-14는 인공 추간관절의 제 2 구현예를 도시한다. 단지 상기 제 1 구현예와 다른 특징을 여기에서 자세하게 설명할 것이다. 제 2의 전형적인 구현예에서, 예를 들어, 추경 나사(27)와 같은 고정성분(securing 구성요소s)이 척추에 대응하여 각각의 상기 제 1 리테이닝부(21a) 및/또는 상기 제 2 리테이닝부(21b) 사이에 보다 단단하고 즉각적인 결합을 제공하기 위하여 제공된다. 이외에, 이러한 구현예는 상기 리테이닝부 중 하나와 결합된 디스크(19)를 도시하며, 여기서는 아래쪽 리테이닝부(21b)와 결합된 디스크를 도시한다. 디스크(19)는 리테이닝부와 동일한 물질로 완전하게 이루어지나, 또한 독립하여 동일하거나 동일하지 않은 물질로 이루어질 수 있으며 거기에 영구적으로 결합되어 통합 유닛을 형성할 수 있다. 이러한 구현예에서, 상기 디스크(19) 및 상기 리테이닝부는 모두 금속으로 형성될 수 있다.

도 15 및 16는 인공 추간관절의 제 3 구현예를 도시한다. 제 3의 전형적인 구현예에서, 예를 들어, 인장밴드(tension bands)(31)와 같은 추가적인 고정성분이 상기 제 1 리테이닝부(21a)를 상기 제 2 리테이닝부(21b)에 고정함으로써 인접한 척추 사이의 움직임을 제한하는 후방 인대의 기능을 보충하거나 대체하기 위하여 제공된다. 도 15-16에 도시된 바와 같이, 후방 인장밴드(31)는 대응하는 추경 나사(27) 또는 다른 편리한 부착점을 둘러서 포장함으로써 제공될 수 있다.

도 17 및 18은 인공 추간관절의 제 4 구현예를 도시한다. 도 17 및 18에 도시된 전형적인 구현예에서, 인공 추간관절은 인공 소관절면 구성요소를 제외한 상기에서 논의한 모든 특징들을 포함할 수 있다. 이러한 구현예에서, 본래의 후관절은 남는다. 인대질의 인장밴드(ligamentous tension band)는 또한 몇몇의 구현예에서 손상되지 않고 남아있을 수 있다. 이외에, 이러한 구현예는 각각 위아래 리테이닝부 사이의 전방 정중선 결합(anterior midline 연결)의 특정 실시예를 포함하며, 그것은 상기 제 1 리테이닝부(21a) 및 상기 제 2 리테이닝부(21b)의 배치를 유지하는 것을 돕는다.

도 17 및 18은 제 2 리테이닝부(21b)에 제공된 대응하는 메이팅부(mating portion)와 상보되는 열쇠와 열쇠구멍의 타입형(lock and key type pattern)인 제 1 리테이닝부(21a)를 제공하는 것이 가능함을 도시한다. 보다 상세하게는, 상기 제 1 리테이닝부(21a)의 절반 절반은 U자형상부(35a)인 외측 경계면을 갖는 반면에 대응하는 제 1 리테이닝부(21a)의 다른 쪽 절반은 돌출부(35b)인 외측 경계면을 갖는다. 그 결과, 상기 제 1 리테이닝부(21a, 21b)의 각 절반은 소정의 위치를 유지할 수 있다. 그러나, 위쪽 또는 아래쪽 리테이닝부는 합쳐서 들어맞고/들어맞거나 예를 들어, 정중선 전방부 근처인 체간공간(intervertebral space)와 이식을 촉진하는 방식으로 결합되고/결합되거나 관절을 일반적으로 안정한, 대칭 형상(symmetrical configuration)으로 제공하고/제공하거나 유지하는 것을 보조한다. 도 18에 도시된 바와 같이 하부 종관에 남은 고리(17)에 의해 제공되는 내부를 향하는 힘(inward force) 때문에 아래쪽 리테이닝부 사이에 그러한 결합을 제공하는 것이 심지어 더욱 중요할 수도 있다. 각각의 아래쪽 리테이닝부 사이의 정중선 결합은 정중선(37)으로의 리테이닝부의 이동을 야기하는 경향이 있는 외측 고리 힘을 막을 수 있다.

상기 다양한 전형적인 구현예에서 설명된 바와 같이, 열쇠 및 열쇠구멍처럼 합쳐서 들어맞아 서로에 대한 부분의 배치를 유지하는 제 1 및/또는 제 2 리테이닝부의 부분과 달리, 인공 추간관절의 각 절반은 척추의 정중선(37)에 대해 일반적으로 대칭일 수 있다.

게다가, 이러한 전형적인 구현예들은 단지 실례에 지나지 않으며 본 발명의 모든 가능한 디자인, 구현, 변형 및 용법을 총망라한 목록을 의미하지 않는다. 더군다나, 본 명세서의 하나의 구현예와 관련하여 설명된 특징은 상기에서 명확하게 언급되지 않았더라도 다른 구현예와 함께 사용될 수 있다.

상기 설명은 숙련된 당업자에게 쉽게 이해됨과 동시에, 인공 관절을 삽입하는데 사용되는 적절한 수술 절차의 간단한 설명을 아래에서 설명한다. 일반적으로, 상기에서 설명한 바와 같이, 인공 추간관절은 공지된 TLIF 또는 PLIF 절차와 유사한 후방 경공접근법(posterior transforaminal approach)을 사용하여 체내로 삽입될 수 있다. 이러한 접근법에 따르면, 정중선 절개와 같은 절개는 환자의 등에 사용될 수 있으며 손상된 디스크 및 주위 조직의 일부 또는 전부는 배공(foramina)을 통하여 제거될 수 있다. 임의의 후관절이 대체되고 있는지 아닌지에 따라, 본래의 후관절은 인공 후관절용 공간을 만들기 위해 트리밍될 수 있다. 그 뒤, 인공 추간관절의 절반은 각각 좌우 경공 오프닝(transforaminal openings)을 통하여 낱알이 삽입될 수 있다. 즉, 위아래 리테이닝부, 소관절면 구성요소와 함께 또는 소관절면 구성요소 없이, 및 인공 디스크를 포함하는 인공 추간관절의 조각들은, 만일 따로따로 제공된다면, 배공을 통해서 설치되며 적절한 추간 공간에 놓인다. 인공 관절의 조각들은 배공을 통해 삽입되기에 앞서 당해 기술 분야에서 공지된 직물(cloth) 또는 다른 물질에 의해 완전히 분리되거나 또는 그것 중 두 개 이상이 묶이거나 함께 포장될 수 있다. 본래의 디스크의 외측 고리의 일부가 유지될 수 있는 경

우에는, 인공 추간관절의 각 측면의 아래쪽 리테이닝부는 삽입되어 그들은 고리의 대응하는 부분과 접하게 될 수 있다. 만약 정중선 전방 결합이 제공된다면, 유지되는 부재의 좌우 절반은 함께 들어맞아 외측 고리에 의해 적소에 고정된다. 그것으로서, 고리의 유지부는 수술에 앞서서와 실질적으로 동일한 위치에 있게 될 수 있다.

추가로, 본래의 디스크의 고리가 완전히 제거되어야 하거나 남은 고리가 불충분한 경우에는, 예를 들어, 본 명세서의 구현 예를 인공 추간관절의 조각들이 적소에 잔존하는 것을 보장하기 위하여 추경 나사가 제공되는 것에 사용하는 것이 가능하다. 인공 관절이 전방 접근법 또는, 비록 후방 절차의 이점이 제한될 수 있더라도 조합된 전방 및 후방 접근법을 통하여 삽입될 수 있음이 당해 기술분야의 당업자에게 이해되어야 한다. 예를 들어, 인공 추간관절의 몇몇의 조각들은 전방 접근 및 다른 후방 접근법에 의해 삽입될 수 있다. 전방 및 후방 접근적으로 놓인 부분은 도 17 및 18에 도시된 구현예와 유사하게 함께 들어맞을 수 있다.

도 19 및 20을 참고하면, 이 구현예에서, 인공 추간관절(100)은 인접 척추골(7, 9) 사이에 삽입된 두 개의 관절 성형 절반(two arthroplasty halves)(102, 104)을 포함할 수 있다. 관절 성형 절반(102)은 입쪽 전방 관절 구성요소(rostral anterior joint component)(106), 입쪽 후방 관절 구성요소(rostral posterior joint component)(108), 및 전방 구성 요소(106) 및 후방 구성 요소(108) 사이에서 신장하는 입쪽 브릿지(rostral bridge)(110)를 포함할 수 있다. 관절 성형 절반(102)은 꼬리 전방 관절 구성요소(caudal anterior joint component)(112), 꼬리 후방 관절 구성요소(caudal posterior joint component)(114), 및 전방 구성 요소(112) 및 후방 구성요소(114) 사이에서 신장하는 꼬리 브릿지(caudal bridge)(116)을 추가로 포함할 수 있다. 입쪽 전방 관절 구성요소(106)는 표면 106a와 접촉하는 뼈(bone)를 포함할 수 있고, 꼬리 전방 관절 구성요소(112)는 표면 112a와 접촉하는 뼈(bone)를 포함할 수 있다. 관절 성형 절반(104)은 관절성형 절반(102)과 구조 및 기능에서 실질적으로 유사하므로 이에 대해 상세히 설명하지 않는다.

"입쪽(rostral)" 및 "꼬리(caudal)"라는 용어는 구현예의 구성성분들의 위치를 설명하기 위해 사용된다. 입쪽은 당해 분야에서 전형적으로 앞쪽을 향한 위치를, 꼬리(쪽)는 꼬리 또는 발(아래)을 향한 위치를 기술하기 위해 사용되지만, 본원에서 사용된 바와 같이, 입쪽 및 꼬리는 기술된 구현예의 구성요소의 상대적 위치에 대한 수식 어구로서 간단히 사용된다. 예를 들면, 입쪽 구성요소는 기술된 관절의 일 측면이 될 수 있고, 꼬리는 그 관절의 다른 측면이 될 수 있다. 기술된 구현예를 기술하기 위해 입쪽 또는 꼬리로 명시된 구성요소들은 환자 해부에 대한 장치의 방향 또는 응용 방법을 제한하거나, 임의의 장치 및 방법에 대한 청구범위를 제한하기 위한 것은 아니다.

이러한 구현예에서, 입쪽 브릿지(110)는 신경 뿌리(nerve root)의 퇴장을 위한 출구(exit portal) 및 인공 구멍을 만들기 위해 조그(jog)(117)를 포함할 수 있다. 브릿지(110, 116) 중 어느 하나는 -특히 꼬리 브릿지(116)- 자연 육경(pedicle)을 보충 또는 대체할 수 있는 우수한 또는 인공 육경이 될 수 있다. 또한 이와 같은 구현예에서, 꼬리 전방 관절 구성요소(112)는 만곡된 돌출부(curved protrusion)(118)를 포함할 수 있고, 꼬리 후방 관절 구성요소(114)는 후방 돌출부(posterior protrusion)(120)를 포함할 수 있다. 입쪽 전방 관절 구성요소(106)는 만곡된 돌출부(118)를 수용하기 위해 만들어진 전방 소켓(anterior socket)(122)을 포함할 수 있다. 만곡된 돌출부(118)에 대한 곡률반경은 딱 끼워진 볼 및 소켓타입의 체결을 위해 전방 소켓(122)에 대한 곡률반경과 거의 일치될 수 있다. 다른 구현예에서, 만곡된 돌출부의 반경에 대한 소켓의 곡률반경(radius of curvature)을 증가시킴으로서 만곡된 돌출부는 소켓 내에서 이동될 수 있다.

입쪽 후방 관절 구성요소(108)는 후방 돌출부(120)와 체결하기 위해 만들어진 후방 소켓(124)을 포함할 수 있다. 후방 돌출부(120)의 곡률반경은 후방 소켓(124)의 곡률 반경보다 작을 수 있고, 이것에 의해 후방 관절 구성요소(108, 114) 사이에서 이동을 허용하고 결속을 제한할 수 있다. 후방 소켓(124) 및 후방 돌출부(120)의 곡률반경은 관절성형 절반(102)에 대한 공통 회전 중심으로부터 발산(emanate)할 수 있다. 이와 같은 구현예에서, 후방 소켓(124)의 곡률반경은 상대적으로 크고, 그 결과 관절이 약간 루스하게 강제된다. 다른 구현예에서, 타이트한 곡률반경을 가진 입쪽 후방 구성요소와 매치되는 꼬리 후방 구성요소의 후방 돌출부에 대한 타이트한 곡률반경은 딱 끼는 후방 관절을 만들 수 있다.

전방 구성요소 (106, 112) 및 브릿지 구성요소(110 및 116)의 크기 및 형상은 후방 수술 접근에 대한 제약에 의해 제한될 수 있다. 예를 들면, 전방 구성요소(106, 112)는 후방 수술 노출, 캄빈의 삼각형(Kambin's triangle), 및 다른 신경 원소를 통해 피딩하는 동안 하중을 소산시키고 함몰을 감소시키기 위해 최대 척추 종판 부위(maximum vertebral endplate area)를 커버하도록 만들어진다. 최대 표면 커버를 달성하기 위해, 전방 구성 요소(106, 112)의 물질은 각각 만곡된 돌출부(118) 및 전방 소켓(122)으로부터 전방으로 신장될 수 있다. 브릿지 구성요소(110, 116)의 폭이 캄빈의 삼각형(Kambin's triangle)을 통과하고 신경 원소(neural elements)와 공존시키기 위해 축소될 수 있다.

관절성형(102) 절반은 척추골(7,9)에 부착하기 위한 특징을 추가로 포함할 수 있다. 하지만, 다른 구현예에서, 이러한 고정 특징들이 제거될 수도 있음을 이해하여야 한다. 관절성형 절반(102)은 입쪽 전방 관절 구성요소(106)로부터 입쪽으로 신장하는 연결 구성요소(connection component)(130)를 포함할 수 있다. 이러한 구현예에서 연결 구성요소(130)는 스크류

(132)와 같이 뼈 패스너를 수용할 수 있게 만들어진 구멍이다. 연결 구성요소(130)의 방향은 스크류(132)를 원통형 척추체(7a)에 부착하도록 허용한다. 다른 구현예에서, 예를 들면 도 14에서 도시된 바와 같이, 입쪽 연결 구성요소는 척추골(7)의 육경과 연결을 허용할 수 있다. 입쪽 연결 구성요소에 대한 몇 가지 다른 구현예가 아래에 기술된다.

관절성형 절반(102)은 꼬리 후방 관절 구성요소(114)에 부착되거나 일체로 형성된 연결 구성요소(134)를 추가로 포함할 수 있다. 이러한 실시예에서, 연결 구성요소(134)는 스크류(132)와 같이 뼈 패스너를 수용할 수 있게 만들어진 구멍이다. 연결 구성요소(130)의 방향은 스크류(136)를 엑스트라페디쿨러리(extrapedicularly)-외부에서 육경의 외부로- 삽입하게 하여 스크류가 육경을 통해 한정되는 중심 축으로부터 각진 경로 또는 비스듬하게 이동할 수 있도록 한다. 엑스트라페디쿨러리(Extrapedicular) 고정은 육경을 통해 일반적으로 전방-후방으로 한정된 중심축 아래의 경로를 따르지 않는 육경을 향한 임의의 고정이 될 수 있다. 이러한 구현예에서, 스크류는 육경의 가로벽을 통과하여 강한 피질성 고정을 얻을 수 있다. 모든 구현예에서, 관절, 부드러운 조직 및 신경구조를 손상시키지 않기 위해 함몰될 수 있다.

도 14에서 도시된 예처럼, 다른 구현예에서, 후방 구성요소(114)로부터 신장하는 연결 구성요소는 스크류를 내부 육경으로(intrapedicular) 삽입될 수 있게 하는 방향을 가질 수 있고 그 결과 스크류는 일반적으로 육경을 통해 중심축을 따르는 경로를 이동하게 된다. 다른 구현예에서는 여전히 후방 연결 구성요소가 원통형 몸체부(cylindrical body portion)(9a)에 일반적으로 연결될 수 있다. 다른 구현예에서는, 연결구성요소는 다양한 각도, 관절 성형 절반의 다양한 구성성분으로부터 여러 방향으로 신장할 수 있음을 이해하여야 한다. 예를 들면, 연결구성 요소는 입쪽 전방 관절 구성요소보다 차라리 입쪽 브릿지로부터 신장할 수도 있다.

도 19 및 도 20에 도시된 바와 같이, 관절성형 절반(102)의 입쪽 구성요소(106, 108, 110)는 일체로 형성된다. 모듈러식(modular)의 다른 구현예에서, 이들 구성요소들은 서로 제거가능하게 체결될 수 있다. 예를 들면, 입쪽 전방 관절 구성요소는 브릿지로부터 분리하여 설치될 수 있다. 전방 구성요소가 놓여진 후, 당해 기술분야에서 알려진 나사산 연결(threaded connection), 볼트 연결, 또는 래치 연결(latched connection) 등 임의의 패스닝 메카니즘(fastening mechanism)에 의해 전방 구성요소에 부착될 수 있다. 이어서, 모듈러식의 입쪽 후방 구성요소는 유사한 고정 메카니즘에 의해 브릿지에 부착되어 관절성형 절반의 입쪽 부분(rostral portion)이 전부 갖추어지게 된다.

인공추간 관절의 모듈러식 구현예는 몸체 7a 및 9a 사이에 위치한 전방 구성요소가 제 1 외과 시술 경과 후 설치될 수 있고, 브릿지 및/또는 후방 구성요소가 인공추간 관절의 기능을 추가로 교정 또는 보충하기 위해 뒤이은 수술경과 후에 추가될 수 있는 교정 응용들에 특히 적합할 수 있다. 따라서, 모듈러식 브릿지 및/또는 후방식 구성요소들이 다양한 다른 제품으로부터 다양한 인공추간 관절에 추가될 수 있다. 예를 들면, 본원에서 개시된 것과 유사한 구성요소들이 미국 특허 제 6,740,118 ; 및 미국 특허 출원 공개 제 2004/0158328 ; 2004/0073312 ; 및 2003/0204261(이들 모두는 SDGI Holdings, Inc. of Wilmington, Delaware에 귀속되어 있고, 참고자료로 본원에 편입되어 있다) ; 미국 특허 제5,314,477 및 미국 특허 출원 공개 제2004/0117022 (모두 참고자료로 본원에 편입되어 있음)에 부분적으로 개시되고 및 Synthes, Inc. of Oberdorf, Switzerland의 자회사인 Spine Solutions, Inc에 의해 판매되고 있는 ProDisk@ System ; 또는 미국 특허 제4,759,766 ; 4,997,432 ; 5,401,269 ; 5,556,431 ; 및 6,416,551 (모두 참고자료로 본원에 편입되어 있음)에 부분적으로 개시되고 DePuy SpineTM, Johnson & Johnson company에 의해 판매되는 ChariteTM 인공 디스크를 포함하는 인공 추간관절을 교정하기 위해 사용될 수 있다. 유사하게, 모듈러식 브릿지 및/또는 후방 구성요소는 임의의 운동 전방 구성요소(motion anterior component) 또는 통합 전방 구성요소(fusion anterior component)에 추가될 수 있게 만들어질 수 있다.

관절성형 절반(102, 104)은 코발트-크롬 합금, 티타늄 합금, 니켈 티타늄 합금 및/또는 스테인레스 스틸 합금과 같은 금속을 포함한 생체에 양립할 수 있는 임의의 적합한 물질로 형성될 수 있다. 산화 알루미늄(aluminum oxide) 또는 알루미늄, 산화지르코늄 또는 지르코니아, 딱 찬 다이아몬드 입자, 및/또는 피롤리틱 카본(pyrolytic carbon)과 같은 세라믹 물질이 또한 적합할 수 있다. 폴리에테르에테르케톤(polyetheretherketone)(PEEK), 탄소가 강화된 PEEK, 또는 폴리에테르케톤 케톤(polyetherketoneketone)(PEKK)과 같은 폴리아릴에테르케톤(polyaryletherketone) (PAEK)계 ; 폴리설폰(polysulfone) ; 폴리에테르이미드 ; 폴리이미드 ; 초거대분자량(ultra-high molecular weight) 폴리에틸렌(UHMWPE) ; 또는 가교된 UHMWPE를 포함하는 고분자 물질이 사용될 수 있다. 관절성형 절반(102, 104)을 포함하는 다양한 구성요소는 다른 물질들로 형성될 수 있고 따라서 금속 구성상에 금속, 세라믹 상에 금속, 고분자 상에 금속, 세라믹 상에 세라믹, 고분자 상에 세라믹, 고분자 구성상에 고분자 물질의 형성을 용인할 수 있게 된다. 관절성형 절반(102, 104)의 뼈 접촉 표면은 임플란트된 삽입물의 고정성능을 향상시키기 위한 특징 또는 코팅을 포함할 수 있다. 예를 들면, 표면이 화학적 에칭, 비드-블래스팅(bead-blasting), 모래연마(sanding), 그라인딩(grinding), 세레이션(serrating), 및/또는 다이아몬드 절단과 같은 것에 의해 거칠게 가공될 수 있다. 관절성형 절반(102, 104)의 뼈 접촉 표면 전부 또는 일부가 뼈의 성장 및 고정을 촉진하기 위해 하이드록시아파이트(hydroxyapatite)(HA), 트리칼슘인산(tricalcium phosphate)(TCP), 및 /또는 탄산칼

슌(calcium carbonate)과 같이 생체에 양립가능하고 뼈 전도성이 있는 물질(osteoconductive material)로 코팅될 수 있다. 또한, 성장 인자(growth factor)(TGF)의 기능을 변형하여 베타 상과(beta superfamily)로부터의 단백질과 같은 뼈 유도 코팅(osteoinductive coatings), 또는 BMP2 또는 BMP7과 같은 뼈 형태형성 단백질(bone-morphogenic proteins)이 사용될 수 있다. 다른 적합한 특징들은 스파이크(spikes), 능선(ridges), 및/또는 다른 표면 구조들을 포함할 수 있다.

인공 추간관절(100)은 아래에 기술되는 것처럼 척추골(7, 9) 사이에 설치될 수 있다. 설치가 관절성형 절반 102에 대해 기술되었더라도 관절성형 절반 104도 이와 유사한 방식으로 설치될 수 있음을 이해하여야 한다. 위에서 논의한 바와 같이 일반적으로 인공 추간관절(100)은 공지된 TLIF 또는 PLIF와 유사한 후방 경공접근법(posterior transforaminal approach)을 사용하여 체내로 임플란트 될 수 있다. PLIF 접근법은 일반적으로 좀 더 중앙에 위치하고, 척추골 사이 공간에 접근하기 위해 가로 루트 및 뇌척수 경막(the traversing root and dura)의 당김에 좀 더 의존한다. 이들 구조들 사이의 공간은 캄빈의 삼각형(Kambin's triangle)으로 알려져 있다. TLIF 접근은 전형적으로 좀 더 완곡하여 루트(root)를 퇴장시킬 때 당김을 덜 요구하며, 및 가로 구조들(traversing structures)의 당김을 덜 요구하여 경막 외 출혈을 줄일 수 있다. 신경루트가 퇴장하는 위치 위 및 캄빈의 삼각형의 바깥쪽에서 먼 측면접근(far lateral approach)을 이용한 사이 공간에 접근하는 것도 가능하다. 어떤 점에 있어서는, 소관절면을 절단하지 않고 먼 측면을 경유하여 사이 공간에 접근하는 것도 가능하다. 더 나아가, 요근(psoas)을 통한 직접 측면 접근법(direct lateral approach)이 알려져 있다. 이 접근법은 후방 신경원소를 완벽히 피할 수 있다. 본 발명의 구현에는 이들 일반적인 임의의 접근법을 이용할 수 있다고 기대된다. 이들 접근법 중의 하나 이상에 따르면, 정중선 절개와 같은 절개는 환자의 등에 사용될 수 있으며, 손상된 디스크 및 주위 조직의 전부 또는 일부가 배공(foramina)을 통하여 제거될 수 있다. 척추골(9)의 상부 종판 표면(superior endplate surface)은 분쇄, 연마될 수 있고, 또는 꼬리 전방 뼈 접촉 표면(112a)의 윤곽과 일치되고, 척추골(9)의 상부 종판 표면에 응력 분포를 정규화하며, 및/또는 뼈 내성장에 앞서 초기 고정을 제공하기 위해 절단될 수 있다. 척추골(9) 종판의 준비는 평평한 표면이거나 포켓(pockets), 홈, 또는 뼈 접촉 표면(112a)에 대응하는 모양과 매치하는 다른 윤곽선과 같은 표면 윤곽이 될 것이다. 척추골(7)의 하부 종판이 신경 루트 및 배면 루트 신경절(dorsal root ganglia)을 퇴장시킬 수 있을 정도의 넓이로 입쪽 전방 관절 구성요소(106)를 수용하기 위해 유사하게 준비될 수 있다. 임의의 후관절(facet joints)이 대체되고 있는지 아닌지에 따라, 척추골(7, 9)의 본래의 후관절은 후방 구성요소(108, 114)를 위한 공간을 만들기 위해 알맞은 위치로 배치될 수 있다.

인공 추간관절(100)의 절반(102, 104)은 각각 좌우 경공 오프닝(transforaminal openings)을 통하여 날날이 삽입될 수 있다. 즉, 입쪽 및 꼬리 전방 관절 구성요소(106,112)를 포함하는 인공 추간관절의 조각들은 배공을 통해서 각각 맞추어지고 일반적으로 원통형 몸체(7a, 9a) 사이의 적절한 추간관 공간에 놓인다. 인공 관절의 조각들은 배공을 통해 삽입되기에 앞서 당해 기술 분야에서 공지된 직물(cloth) 또는 다른 물질에 의해 완전히 분리되거나 또는 그것 중 두 개 이상이 묶이거나 함께 포장될 수 있다. 본래의 디스크의 외측 고리의 적어도 일부가 유지될 수 있는 지점에서, 인공 추간관절의 각 측면의 꼬리 전방 관절 구성요소가 삽입되어 그들은 고리의 대응하는 부분과 접하게 될 수 있다. 브릿지(110, 116)는 전방 관절 구성요소(106, 116)으로부터 후방으로 신장할 수 있고, 추간관 공간으로부터 후방으로 신장할 수 있다. 후방 구성요소(108,114)는 본래의 후관절의 기능을 대체 또는 보완하기 위해 추간관 공간의 후방으로 위치된다. 스크류(132)는 연결 구성요소(130)을 통해 삽입되어 일반적으로 원통형 몸체(7a) 속으로 들어갈 수 있고, 스크류(136)는 연결 구성요소(134)를 통해 삽입되어 육경과 같은 인접 뼈 속으로 들어갈 수 있다. 스크류가 전체의 관절성형 절반(102)이 임플란트 된 후이거나 또는 각각의 입쪽 및 꼬리 구성요소가 임플란트 된 후에 스크류가 임플란트 될 수 있음을 이해하여야 한다.

입쪽 전방 관절 구성요소(106) 및 꼬리 전방 관절 구성요소(112)에 의해 만들어진 전방 볼 및 소켓 타입의 관절이 비교적 안정적이고 자체 중심을 가진다. 입쪽 후방 관절 구성요소(108) 및 꼬리 후방 관절 구성요소(114)에 의해 만들어진 전방 관절 및 후방 관절은 관절성형 절반(102)이 전단력, 특히 전방-후방 방향의 힘에 저항할 수 있도록 한다. 꼬리 전방 관절 구성요소(112)에 대한 입쪽 전방 관절 구성요소(106)의 이동이 후방 소켓(124) 내의 후방 돌출부(120)의 배치에 의해 제한될 수 있다. 예를 들면, 꼬리 전방 관절 구성요소(112)에 대한 입쪽 전방 관절 구성요소(106)의 측면이동(lateral translation)이 그 후방관절에 의해 제한될 수 있다. 원통형 몸체(7a, 9a)에 의해 한정되는 종축에 대한 회전 운동은 후방 관절 상에서의 강제 및 두 개의 관절 성형 절반(102, 104)에 의해 제공되는 결합 강제에 의해 제한될 수 있다. 또한 후방 관절은 임의의 측면 굽힘 자유도(lateral bending degree of freedom)를 실질적으로 제한할 수 있다.

운동의 순수 자유도(Pure freedom of motion)가 관절성형 절반(102, 104)의 전방 관절을 통해 한정된 축 둘레에 대한 굴곡-연장 운동(flexion-extension motion)내로 제한될 수 있다. 그러나, 어떤 조건하에서는, 상기 관절(100)이 제한된 측면(lateral), 회전운동 및 이들의 결합 운동을 허용하도록 이들 설계 제약을 극복할 수 있다. 예를 들면, 전방 관절 구성요소(106, 112)가 서로 분리 또는 탈구될 수 있어, 제한된 리프트-오프(lift-off)를 거치게 되고, 이것에 의해 추가의 자유도를 허용하여 결합 운동이 엄격한 굴곡-연장 운동을 벗어날 수 있게 된다. 본래의 전방 관절의 자체 중심축은 리프트-오프가 발생한 후에 재연결 및 정렬을 촉진할 수 있다. 전방 관절 구성요소(106, 112)의 제한된 분리가 후방 관절에 있어서의 강

제도(degree of constraint)에 의해 허용될 수 있다. 예를 들면, 후방 관절의 비교적 루스한 강제는 더 많은 리프트-오프를 허용한다. 그러나 후방 관절 상에서 일정 강제도를 가지는 것이 전방 관절의 재연결 및 정렬을 촉진하기 위해서는 유용하다.

일반적으로, 같거나 유사한 곡률반경을 가진 각 구성 성분에 타이트하게 강제된 전방으로 위치된 볼 및 소켓 관절이 전단력에 저항하고 병진운동을 제한하면서 굴곡-연장, 측면 굽힘(lateral bending) 및 비틀림 운동을 허용할 수 있다. 후방 구성요소에 상당히 강제된 볼 및 소켓 관절을 추가함으로써, 비틀림과 같은 추가의 자유도가 제한될 수 있다. 추가 관절은 운동의 자유도를 추가로 제한할 수 있다. 만약 전방 또는 후방 관절이 분리 또는 탈구된다면, 위에서 기술된 바와 같이 추가의 자유도가 허용될 수 있다. 볼 및 소켓 구성요소들 사이에서 이들의 형상을 바꾸거나 제거함으로써 운동의 추가 자유도를 허용할 수 있다.

전방 후방 관절의 튼튼하지만 딱 끼지 않는 구조는 관절성형 절반(102, 104)의 배치에 있어서 부정렬(misalignment) 및 약간의 부정확을 또한 수용할 수 있다. 예를 들면, 전방 관절 구성요소(106, 112)의 자기 정렬 볼(self-aligning ball) 및 소켓 구조는 구성요소들 사이에서 일정 범위의 부정렬을 용인할 수 있다. 따라서, 구성요소(106, 112)의 삽입체적이 약간 부정렬될 수 있다. 후방 돌출부(120) 및 후방소켓(124)의 상호작용이 관절성형 절반(102, 104) 사이에서의 평행 부정렬 및/또는 전방-후방 부정렬을 수용할 수 있다.

다른 구현예에서, 하나의 일측 관절성형 절반(single unilateral arthroplasty half)이 설치될 수 있다. 이러한 형태의 의도적인 전방 접합부의 측면화(lateralization of the anterior articulation)는 평형 교정을 필요로 하는 척추 측만 또는 다른 병리학적 이상(pathologic conditions)을 치료하는데 바람직한 웨지 효과(wedge effect)를 만들 수 있다. 두 개의 관절성형 절반이 설치되는 환경에서는, 척추측만 및 이와 유사한 병리학적 이상이 다른 높이 및 형상의 전방 구성요소를 사용하여 치료될 수 있다. 이와 같은 방법에 있어서, 접합 관절 대체 어셈블리(articulating joint replacement assembly)는 지지 관절 대체 어셈블리(support joint replacement assembly)와 다른 추간 높이를 만드는 웨지로서 기능 할 수 있다.

도 21 및 도 22를 참고하면, 이 구현예에서, 인공추간 관절(200)은 척추골(7, 9) 사이에 삽입될 수 있는 두 개의 관절성형 절반(202, 204)을 포함할 수 있다. 관절성형 절반(202)은 입쪽 전방 관절 구성요소(206), 입쪽 후방 관절 구성요소(208) 및 전방 구성요소(206) 및 후방 구성요소(208) 사이에서 신장하는 입쪽 브릿지(210)를 포함한다. 관절성형 절반(202)은 꼬리 전방 관절 구성요소(212), 꼬리 후방 관절 구성요소(214), 및 전방 구성요소(212) 및 후방 구성요소(214) 사이에서 신장하는 꼬리 브릿지(216)를 추가로 포함할 수 있다. 입쪽 전방 관절 구성요소(206)는 뼈 접촉 표면(bone contacting surface)(206a)을 포함할 수 있고 꼬리 전방 관절 구성요소(212)는 뼈 접촉 표면(212a)을 포함할 수 있다. 관절성형 절반(204)은 관절성형 절반(202)과 실질적으로 구조 및 기능에서 유사하므로 상세히 설명하지 않는다.

이와 같은 구현예에서, 입쪽 브릿지(210)는 신경 뿌리(nerve root)의 퇴장을 위한 출구(exit portal) 및 인공 구멍을 만들기 위해 조그(jog)(217)를 포함할 수 있다. 또한 이와 같은 구현예에서, 꼬리 전방 관절 구성요소(212)는 만곡된 돌출부(218)를 포함할 수 있고, 꼬리 후방 관절 구성요소(214)는 후방 돌출부(220)를 포함할 수 있다. 입쪽 전방 관절 구성요소(206)는 만곡된 돌출부(218)를 수용하기 위해 만들어진 전방 소켓(122)을 포함할 수 있다. 만곡된 돌출부(218)에 대한 곡률반경은 딱 끼워지도록 강제된 볼 및 소켓타입의 체결을 위해 전방 소켓(222)에 대한 곡률반경과 거의 일치될 수 있다. 다른 구현예에서, 만곡된 돌출부의 반경에 대한 소켓의 곡률반경을 증가시킴으로써 만곡된 돌출부는 소켓 내에서 이동이 허용된다.

입쪽 후방 관절 구성요소(208)는 후방 돌출부(220)와 체결하기 위해 후방 소켓(224)을 포함할 수 있다. 후방 돌출부(220)의 곡률반경은 후방 소켓(224)의 곡률 반경보다 작을 수 있고, 이것에 의해 후방 관절 구성요소(208, 214) 사이에서 이동을 허용하고 결속을 제한한다. 후방 소켓(224) 및 후방 돌출부(220)의 곡률반경은 관절성형 절반(202)에 대한 공통 회전 중심으로부터 발산할 수 있다. 이와 같은 구현예에서, 후방 소켓(224)의 곡률반경은 상대적으로 크고, 그 결과 관절이 약간 루스하게 강제된다. 다른 구현예에서, 타이트한 곡률반경을 가진 입쪽 후방 구성요소와 매치되는 꼬리 후방 구성요소의 후방 돌출부에 대한 타이트한 곡률반경은 딱 끼는 후방 관절을 만들 수 있다.

전방 구성요소(206, 212) 및 브릿지 구성요소(210, 216)의 크기 및 형상은 후방 수술 접근에 대한 제약에 의해 제한될 수 있다. 예를 들면, 후방 수술 노출(posterior surgical exposure), 캄빈의 삼각형(Kambin's triangle), 및 다른 신경 원소를 통해 피팅하는 동안 전방 구성요소(206, 212)는 하중을 소산시키고 함몰을 감소시키기 위해 최대 척추 종판 부위를 커버하도록 만들어진다. 최대 표면 커버를 달성하기 위해, 전방 구성요소(206, 212)의 물질은 만곡된 돌출부(218) 및 전방 소켓(222)으로부터 전방으로 신장될 수 있다. 브릿지 구성요소(210, 216)의 폭이 캄빈의 삼각형(Kambin's triangle)을 통과하고 신경 원소와 공존시키기 위해 축소될 수 있다.

이와 같은 구현예에서 연결 구성요소가 빠져 있다. 그러나, 이와 같은 선택가능한 구현예에서 연결 구성요소는 앞에서 기술된 연결 구성요소와 유사하게 사용할 수 있다.

도 21 및 도 22에 도시된 바와 같이, 관절성형 절반(202)의 입쪽 구성요소(206, 208, 210)는 일체로 형성된다. 모듈러식의 다른 구현예에서, 이들 구성요소들은 서로 제거가능하게 체결될 수 있다. 예를 들면, 입쪽 전방 관절 구성요소는 브릿지로부터 분리하여 설치될 수 있다. 전방 구성요소가 배치된 후, 당해 기술분야에서 알려진 나사연결, 볼트 연결, 또는 래치 연결 등 임의의 패스닝 메카니즘에 의해 전방 구성요소에 부착될 수 있다. 이어서, 모듈러식의 입쪽 후방 구성요소는 유사한 고정 메카니즘에 의해 브릿지에 부착되어 관절성형 절반의 입쪽 부분(rostral portion)이 전부 갖추어지게 된다.

관절성형 절반(202, 204)은 앞에서 언급한 금속, 세라믹 또는 고분자를 포함하는 모든 생체에 양립가능한 적절한 물질로 형성될 수 있다. 또한 관절성형 절반(202, 204)의 임의의 뼈 접촉 표면이 앞에서 언급한 코팅들 또는 특징으로 처리될 수 있다.

인공 추간 관절(200)은 아래에 기술되는 것처럼 척추골(7, 9) 사이에 설치될 수 있다. 관절성형 절반 202에 대해 이러한 설치가 기술되었어도, 관절성형 절반 204도 이와 유사한 방식으로 설치될 수 있음을 이해하여야 한다. 위에서 논의한 바와 같이 일반적으로 인공 추간 관절(200)은 공지된 TLIF 또는 PLIF와 유사한 후방 경공접근법(posterior transforaminal approach)을 사용하여 체내로 삽입될 수 있다. PLIF 접근법은 일반적으로 좀 더 중앙에 위치하고, 척추골 사이 공간에 접근하기 위해 가로 루트 및 뇌척수 경막(the traversing root and dura)의 당김에 좀 더 의존한다. 이들 구조들 사이의 공간은 캄빈의 삼각형(Kambin's triangle)으로 알려져 있다. TLIF 접근은 전형적으로 좀 더 완곡하여 루트(root)를 퇴장시킬 때 당김을 덜 요구하며, 및 가로 구조들(traversing structures)의 당김을 덜 요구하여 경막 외 출혈을 줄일 수 있다. 신경 루트가 퇴장하는 위치 위 및 캄빈의 삼각형의 바깥쪽에서 먼 측면접근(far lateral approach)을 이용한 사이 공간에 접근하는 것도 가능하다. 어떤 점에 있어서는, 소관절면을 절단하지 않고 먼 측면을 경유하여 사이 공간에 접근하는 것도 가능하다. 더 나아가, 요근(psoas)을 통한 직접 측면 접근(direct lateral approach)이 알려져 있다. 이 접근법은 후방 신경 원소를 완벽히 피할 수 있다. 본 발명의 구현예는 이들 일반적인 임의의 접근법을 이용할 수 있다고 기대된다.

이들 접근법 중의 하나 이상에 따르면, 정중선 절개와 같은 절개는 환자의 등(back)에 사용될 수 있으며, 손상된 디스크 및 주위 조직의 전부 또는 일부가 배공(foramina)을 통하여 제거될 수 있다. 척추골(9)의 상부 종판 표면은 분쇄, 연마될 수 있고, 또는 꼬리 전방 뼈 접촉 표면(212a)의 윤곽과 일치되고, 척추골(9)의 상부 종판 표면에 응력 분포를 정규화하며, 및/또는 뼈 내성장에 앞서 초기 고정을 제공하기 위해 절단될 수 있다. 척추골(9) 종판의 준비는 평평한 표면이거나 포켓(pockets), 홈, 또는 뼈 접촉 표면(212a)에 대응하는 모양과 일치하는 다른 윤곽선과 같은 표면 윤곽이 될 것이다. 척추골(7)의 하부 종판이 신경 루트 및 배면 루트 신경절(dorsal root ganglia)을 퇴장시킬 수 있을 정도의 넓이로 입쪽 전방 관절 구성요소(206)를 수용하기 위해 유사하게 준비될 수 있다. 임의의 후관절이 대체되고 있는지 아닌지에 따라, 척추골(7, 9)의 본래의 후관절은 후방 구성요소(208, 214)를 위한 공간을 만들기 위해 알맞은 위치로 배치될 수 있다.

인공추간 관절(200)의 절반(202, 204)은 각각 좌우 경공 오프닝(transforaminal openings)을 통하여 날날이 삽입될 수 있다. 즉, 입쪽 및 꼬리 전방 관절 구성요소(106,112)를 포함하는 인공 추간관절의 조각들은 배공을 통해서 각각 피트(fit)되고 일반적으로 원통형 몸체(7a, 9a) 사이의 적절한 추간관 공간에 놓인다. 인공 관절의 조각들은 배공을 통해 삽입되기에 앞서 당해 기술 분야에서 공지된 직물(cloth) 또는 다른 물질에 의해 완전히 분리되거나 또는 그것 중 두 개 이상이 묶이거나 함께 포장될 수 있다. 본래의 디스크의 외측 고리의 적어도 일부가 유지될 수 있는 지점에서, 인공 추간관절의 각 측면의 꼬리 전방 관절 구성요소가 삽입되어 그들은 고리의 대응하는 부분과 접하게 될 수 있다. 브릿지(210, 216)는 전방 관절 구성요소(206, 216)로부터 후방으로 신장할 수 있고, 추간관 공간으로부터 후방으로 신장할 수 있다. 후방 구성요소(208,214)는 본래의 후관절의 기능을 대체 또는 보완하기 위해 추간관 공간의 후방으로 위치된다.

입쪽 전방 관절 구성요소(206) 및 꼬리 전방 관절 구성요소(212)에 의해 만들어진 전방 볼 및 소켓 타입의 관절이 비교적 안정적이며 자체 중심을 가진다. 입쪽 후방 관절 구성요소(208) 및 꼬리 후방 관절 구성요소(214)에 의해 만들어진 전방 관절 및 후방 관절은 관절성형 절반(122)이 전단력, 특히 전방-후방 방향의 힘에 저항할 수 있도록 한다. 꼬리 전방 관절 구성요소(212)에 대한 입쪽 전방 관절 구성요소(206)의 이동이 후방 소켓(224) 내의 후방 돌출부(220)의 배치에 의해 제한될 수 있다. 예를 들면, 꼬리 전방 관절 구성요소(212)에 대한 입쪽 전방 관절 구성요소(206)의 측면 이동이 그 후방관절에 의해 제한될 수 있다. 원통형 몸체(7a, 9a)에 의해 한정되는 중축에 대한 회전 운동은 후방 관절 상에서의 의한 강제 및 두 개의 관절 성형 절반(202, 204)에 의해 제공되는 결합 강제에 의해 제한될 수 있다. 또한 후방 관절은 임의의 측면 굽힘 자유도를 실질적으로 제한할 수 있다.

운동의 순수 자유도(Pure freedom of motion)가 관절성형 절반(202, 204)의 전방 관절을 통해 한정된 축 둘레에 대한 굴곡-연장 운동(flexion-extension motion)내로 제한될 수 있다. 그러나, 어떤 조건하에서는, 상기 관절(100)이 제한된 측면, 회전운동 및 이들의 결합 운동을 허용하도록 이들 설계 제약을 극복할 수 있다. 예를 들면, 전방 관절 구성요소(206, 212)가 서로 분리 또는 탈구될 수 있어, 제한된 리프트-오프(lift-off)를 거치게 되고, 이것에 의해 추가의 자유도를 허용하여 결합 운동이 엄격한 굴곡-연장 운동을 벗어날 수 있게 된다. 본래의 전방 관절의 자체 중심(self-centering)은 리프트-오프가 발생한 후에 재연결 및 정렬을 촉진할 수 있다. 전방 관절 구성요소(206, 212)의 제한된 분리가 후방 관절에 있어서 강제도(degree of constraint)에 의해 허용될 수 있다. 예를 들면, 후방 관절의 비교적 루스한 강제는 더 많은 리프트-오프를 수용한다. 그러나 후방 관절 상에서 일정 강제도를 가지는 것이 전방 관절의 재연결 및 정렬을 촉진하기 위해서 유용하다.

전방 및 후방 관절의 튼튼하지만 약간 루스한 구조는 관절성형 절반(202, 204)의 배치에 있어서 부정렬(misalignment) 및 약간의 부정확을 또한 허용한다. 예를 들면, 전방 관절 구성요소(206, 212)의 자기 정렬 볼(self-aligning ball) 및 소켓 구조는 구성요소들 사이에서 일정 범위의 부정렬을 용인할 수 있다. 따라서, 구성요소(206, 212)의 삽입체적이 약간 부정렬될 수 있다. 후방 돌출부(120) 및 후방소켓(124)의 상호작용이 관절성형 절반(102, 104) 사이에서의 평행 부정렬 및/또는 전방-후방 부정렬을 수용할 수 있다.

도 23 및 도 24를 참고하면, 또 다른 구현예에서, 인공추간 관절(200)은 일측상의 척추골(7, 9) 사이에 삽입될 수 있는 관절성형 절반(302)을 포함할 수 있다. 제 2 관절성형 절반(미도시)은 반대 측면에서 삽입될 수 있고, 유사한 구조 및 기능을 가질 수 있다. 관절성형 절반(302)은 입쪽 전방 관절 구성요소(306), 입쪽 후방 관절 구성요소(308) 및 전방 구성요소(306) 및 후방 구성요소(308) 사이에서 신장하는 입쪽 브릿지(310)를 포함한다. 관절성형 절반(302)은 꼬리 전방 관절 구성요소(312), 꼬리 후방 관절 구성요소(314), 및 전방 구성요소(312) 및 후방 구성요소(314) 사이에서 신장하는 꼬리 브릿지(316)를 포함할 수 있다.

이와 같은 구현예에서, 꼬리 전방 관절 구성요소(312)는 만곡된 돌출부(318)를 포함할 수 있고, 꼬리 후방 관절 구성요소(314)는 후방 돌출부(320)를 포함할 수 있다. 입쪽 전방 관절 구성요소(306)는 만곡된 돌출부(318)를 수용하기 위해 만들어진 전방 소켓(322)을 포함할 수 있다. 입쪽 후방 관절 구성요소(308)는 트로프(trough)-아래로 길쭉한 여물통-형상이고 후방 돌출부(320)-후방 돌출부의 표면이 트로프에 안착될 수 있다-와 체결할 수 있는 구조인 후방소켓(324)을 포함한다.

이와 같은 구현예에서, 킬(keel)(321)은 꼬리 전방 관절 구성요소(312) 으로부터 꼬리 브릿지(316)를 따라 신장한다. 킬(321)은 관절성형 절반(302)이 척추체(9a)의 상부 종판과 척추골(9) 육경의 상부 면(superior face of a pedicle of vertebra)을 체결하도록 허용한다. 척추체(9a)의 상부 종판 및 척추골(9)의 육경이 연마, 끌로 조각될 수 있고(chiseled) 또는 킬(321)을 수용하기 위한 채널(channel)을 만들 수 있도록 준비할 수 있음을 이해하여야 한다. 킬은 뼈와의 연결을 돕고, 원하는 자유도로 관절 성형 절반(302)의 운동을 제한하는데 도움을 준다. 킬은 각지거나 반-원통형 단면을 가질 수 있다. 하나 이상의 킬이 임의의 주어진 구성요소에서 사용될 수 있음을 이해하여야 한다.

관절성형 절반(302)은 관절(100)용으로 앞에서 언급한 임의의 물질로 구성될 수 있다. 이와 같이, 관절성형 절반(302)의 뼈 접촉 표면은 관절(100)용으로 앞에서 언급한 것과 같이 코팅될 수 있다.

본래의 소관절면의 정확한 구조를 복사함이 없이, 이들 구현예들은 본래의 후관절(facet joints)의 많은 기능을 모방할 수 있다. 이 구현예에서, 관절성형 절반(302)은 대개 후방으로부터 제어될 수 있고, 여기에서의 기계적인 장점은 매우 많다. 후방 소켓의 가로 폭(lateral width)(328)이 운동의 회전범위를 제한하는 한편 후방 소켓(324)의 입쪽-꼬리 길이(326)가 운동의 굴곡 연장을 제한할 수 있다. 예를 들면, 도 23에 도시된 바와 같이, 길이 326가 후방 돌출부(320)의 길이보다 큰 지점에서는 후방 돌출부(320)가 후방 소켓 내에서 이동함에 따라 굴곡-연장 운동 범위가 허용된다. 후방 돌출부(320)와 후방 소켓(324)의 폭(328) 사이의 틈이 거의 없거나 전혀 없다면, 회전운동이 거의 허용될 수 없다. 전방 관절 및 후방 관절 모두 관절성형 절반(302)이 전단력 특히 전-후 힘에 저항하도록 허용한다.

이 구현예에서, 전방 소켓(322)에 의해 형성된 전방 관절 및 만곡된 돌출부(318)는 꼬리 전방 관절 구성요소(312)의 종선(332)에 대해 후방에 위치한 굴곡-연장 회전축(330)을 가질 수 있다. 척추골(7, 9) 사이에 설치될 때, 축(330)이 또한 일반적으로 원통형 몸체(7a, 9a)에 의해 한정되는 종축에 의해 후방으로 위치될 수 있고, 따라서 운동의 중심을 좀 더 본래 위치에 배치할 수 있게 된다.

도 25를 참조하면, 이러한 구현예에서는, 인공 추간관절(400)은 척추골(7, 9) 사이에 삽입된 두 개의 관절 성형 절반(402, 404)를 포함할 수 있다. 관절(400)은 아래의 차이점을 제외하고 관절(100)과 실질적으로 유사하다. 이 구현예에서, 관절 성형 절반(402)은 한 세트의 스파이크(spikes) 또는 핀을 포함할 수 있는 입쪽 연결 구성요소(406)를 포함할 수 있다. 관절 성형 절반(402)이 척추골(7, 9) 사이에 삽입될 때, 스파이크가 앞으로 전진하여 원통형 몸체부(7a)에 체결되도록 한다.

도 26를 참조하면, 이러한 구현예에서는, 인공 추간관절(420)은 척추골(7, 9) 사이에 삽입된 두 개의 관절 성형 절반(422, 424)를 포함할 수 있다. 관절(420)은 아래의 차이점을 제외하고 관절(100)과 실질적으로 유사하다. 이 구현예에서, 관절 성형 절반(422)은 꼬리 전방 관절 구성요소(426), 꼬리 후방 관절 구성요소(428), 및 상기 구성요소들(426, 428) 사이에서 신장하는 꼬리 브릿지(430)를 포함할 수 있다. 꼬리 후방 관절 구성요소(428)는 운동 중지부(motion stop)(432)를 포함할 수 있다. 관절성형 절반(422)은 또한 운동 중지부(436, 438)를 포함하는 입쪽 후방 관절 구성요소(434)를 포함할 수 있다.

구성요소(428, 434)에 의해 형성된 후방 관절은 운동 중지부 432가 운동 중지부 436 및 438 사이에 위치되도록 조립될 수 있다. 전방-후방 전단 하중하에서, 이동(displacement)이 운동 중지부 436에 대한 운동 중지부 436의 상호 작용에 의해 제한 또는 금지될 수 있다. 굴곡-연장 운동이 운동 중지부(432)에 운동 제한을 가하는 중지부들(436, 438) 사이의 거리에 의해 제한될 수 있다.

관절성형 절반(422)은 꼬리 브릿지(430)으로부터 신장하는 꼬리 연결 구성요소(440)를 포함할 수 있다. 이 구현예에서, 연결 구성요소(440)는 기울어져 있어서 연결 구성요소를 통해 배치된 뼈 스크류가 원통형 몸체 부(9a)에 체결될 수 있다.

도 27를 참조하면, 이러한 구현예에서, 인공 추간관절(450)은 척추골(7, 9) 사이에 삽입될 수 있는 두 개의 관절성형 절반(422, 424)을 포함할 수 있다. 관절(420)은 아래의 차이점을 제외하고 관절(100)과 실질적으로 유사하다. 이 구현예에서, 관절성형 절반(452)은 꼬리 연결 구성요소(456)를 포함할 수 있고, 이 꼬리 연결 구성요소(456)는 기울어진 구멍을 포함하고 뼈 스크류가 이 구멍을 통해 일반적으로 원통형 몸체부(9a)에 체결될 수 있다.

도 28을 참조하면, 이 구현예에서, 인공추간 관절의 하나의 관절성형 절반(502)은 척추골(7, 9) 사이에 삽입될 수 있다. 제 2 관절성형 절반(미도시)이 위에서 기술한 구현예와 유사하게 반대 측면에 삽입될 수 있음을 이해하여야 한다. 관절성형 절반(502)은 입쪽 전방 관절 구성요소(506), 입쪽 후방 관절 구성요소(508) 및 전방 구성요소(506) 및 후방 구성요소(508) 사이에서 신장하는 입쪽 브릿지(510)를 포함할 수 있다. 관절성형 절반(502)은 꼬리 전방 관절 구성요소(512), 꼬리 후방 관절 구성요소(514), 및 전방 구성요소(512) 및 후방 구성요소(514) 사이에서 신장하는 꼬리 브릿지(516)를 포함할 수 있다. 입쪽 전방 관절 구성요소(506)는 뼈 접촉 표면(bone contacting surface)(506a)을 포함할 수 있고 꼬리 전방 관절 구성요소(512)는 뼈 접촉 표면(512a)를 각각 포함할 수 있다.

이와 같은 구현예에서, 꼬리 전방 관절 구성요소(512)는 만곡된 돌출부(518)를 포함할 수 있고, 꼬리 후방 관절 구성요소(514)는 후방 돌출부(520)를 포함할 수 있다. 입쪽 전방 관절 구성요소(506)는 만곡된 돌출부(518)를 수용하기 위해 만들어진 전방 소켓(522)을 포함할 수 있다.

입쪽 후방 관절 구성요소(508)는 후방 소켓(520)과 체결하기 위해 만들어진 후방 돌출부(224)를 포함할 수 있다. 이 구현예에서, 후방 돌출부는 소켓(520) 내에서 회전 또는 이동할 수 있도록 부분적으로 구형 상이 되어 루스하게 강제된 볼 및 소켓 유형의 관절을 형성할 수 있다.

관절성형 절반(502)은 척추골(7,9)에 부착하기 위한 특징을 추가로 포함할 수 있다. 하지만, 다른 구현예에서, 이러한 고정 특징들이 제거될 수 있음을 이해하여야 한다. 관절성형 절반(502)은 입쪽 전방 관절 구성요소(506)로부터 입쪽으로 신장하는 연결 구성요소(530)를 포함할 수 있다. 이러한 구현예에서 연결 구성요소(530)는 스크류(532)와 같이 뼈 패스너를 수용할 수 있게 만들어진 구멍을 가진 탭(tap)이다. 연결 구성요소(530)의 방향은 스크류(532)를 원통형 척추체(7a)에 부착하도록 허용한다. 다른 구현예에서, 예를 들면 도 14에서 도시된 바와 같이, 입쪽 연결 구성요소는 척추골(7)의 육경과 연결을 허용할 수 있다. 관절성형 절반(502)은 꼬리 전방 관절 구성요소(512)에 부착되거나 일체로 형성된 연결구성요소(534)를 추가로 포함할 수 있다. 이러한 실시예에서, 연결 구성요소(534)는 스크류(536)와 같이 뼈 패스너를 수용할 수 있게 만들어진 구멍을 가진 탭이다. 연결 구성요소(534)의 방향은 스크류(536)를 원통형 척추체(9a)에 고정할 수 있도록 허용한다. 연결 구성요소(530, 534)는 또한 지지 탭으로 기능을 하고, 힘을 소산시키고 함몰을 줄이기 위한 추가 표면적을 제공한다.

관절성형 절반(502)은 입쪽 전방 관절 구성요소(506)로부터 신장하는 입쪽 킨(540) 및 꼬리 전방 관절 구성요소(512)로부터 신장하고 꼬리 브릿지 아래에 있는 꼬리 킨(542)을 추가로 포함할 수 있다. 킨(540)은 관절성형 절반(502)이 척추체(7a)의 하부 종판에 체결될 수 있도록 허용하고, 킨(542)은 관절성형 절반(502)이 척추체(9a)의 상부 종판 및 척추골(9) 육경의 상부 면(superior face of a pedicle of vertebra)에 체결되도록 허용한다. 척추체(7a)의 하부 종판은 킨(540)을 수용하기 위해 연마되거나 또는 다른 방법으로 준비될 수 있다. 이와 같이, 척추체(9a)의 상부 종판 및 척추골(9)의 육경이 킨(542)을 수용하기 위한 채널(channel)을 만들 수 있도록 연마, 끌로 조각되거나(chiseled) 다른 방법으로 준비할 수 있다. 킨은 뼈와의 연결을 돕고, 원하는 자유도로 관절 성형 절반(502)의 운동을 제한하는데 도움을 준다. 킨은 각지거나 반-원통형 단면을 가질 수 있다. 하나 이상의 킨이 임의의 주어진 구성요소에서 사용될 수 있음을 이해하여야 한다.

관절성형 절반(502)은 관절성형 절반(102)과 유사하게 설치될 수 있고, 전방 관절에 있어서 유사한 운동을 가질 수 있다. 이 구현예에서, 비틀림 힘을 제한하는 반면 굴곡-연장 운동을 허용하도록 길게 연장된(enlonged) 소켓(520)의 내부에 볼형상의 후방 돌출부(524)가 위치될 수 있다. 돌출부(524)를 입쪽 구성요소(508) 상에 위치시키는 것은 설치를 단순화할 수 있고 후방 관절을 조립하는 능력을 증가시킬 수 있다.

비록 몇 안 되는 전형적인 구현예에 대해 상기에서 상세하게 설명했지만, 당해 기술분야의 당업자는 본 명세서의 신규성 및 이점으로부터 현저히 벗어남 없이 전형적인 구현예에서 많은 변형이 가능함을 쉽게 인식할 수 있다. 그러므로, 모든 그러한 변형 및 대안은 하기 청구항에 기재된 바와 같이 본 발명의 범위 내에 포함되는 것으로 의도된다. 당해 기술분야의 당업자는 또한 그러한 변형 및 동등한 제작 또는 방법은 본 명세서의 정신 및 범위로 부터 벗어나지 않으며, 본 명세서의 정신 및 범위를 벗어나지 않으면서 본원의 다양한 변화, 치환, 및 변형을 할 수 있음을 깨달아야 한다. "수평면", "수직면", "상부(top)", "위쪽", "아래쪽", "하부", "좌", "우"와 같은 모든 공간기호의 내용은 단지 예시적인 목적이며 본 명세서의 범위 내에서 다양할 수 있음이 이해된다. 청구항에서, 수단-형 기능절(means-plus-function clauses)은 상술된 기능을 수행하는 본원에서 설명된 구조 및 구조적 동등물 뿐만 아니라 동등한 구조를 포함하는 것으로 의도된다.

도면의 간단한 설명

도 1은 건강한, 사람의 척추의 요추 및 영치뼈 부위의 측정면도이다.

도 2는 도 1에 도시된 요추골(lumbar vertebrae)의 우측의 일부와 두 척추골 사이에 배치된 건강한 디스크를 보여주는 세부 사시도이다.

도 3은 디스크의 주요부를 보여주는 도 2에 도시된 추간관의 평면 사시도이다.

도 4는 본 명세서의 원리에 따라 제작된 인공 추간관절(artificial intervertebral joint)의 제 1 구현예를 보여주는 요추의 일부의 측정면 분해도이다.

도 5는 본 명세서의 제 1 구현예에 따라 제작된 인공 추간관절의 조합의 좌우 절반(halves)의 상부, 디스크 및 하부를 보여주는 요추의 일부의 측정면도이다.

도 6은 도 5에 도시된 인공 추간관절의 우절반의 측정면도이다.

도 7a는 도 4에서 도시된 인공 추간관절의 상부를 도시하는 요추의 부분의 횡저면도이다.

도 7b는 도 4에서 도시된 인공 추간관절의 하부를 도시하는 요추의 부분의 횡평면도이다.

도 8은 삽입을 보조하는데 사용된 추경 나사(pedicle screws)가 있는 인공 추간관절의 상부의 제 2 구현예를 보여주는 요추의 일부의 횡저면도이다.

도 9는 삽입을 보조하는데 사용된 추경 나사가 있는 인공 추간관절의 하부의 제 2 구현예를 보여주는 요추의 일부의 횡평면도이다.

도 10은 도 8에 도시된 인공 추간관절의 상부와 보이는 추경 나사 중 하나를 보여주는 요추의 일부의 측면도이다.

도 11은 도 9에 도시된 인공 인테그랄(integral) 추간 관절의 아래 및 끼워진 디스크 부분과 보이는 추경 나사 중 하나를 보여주는 요추의 일부의 측면도이다.

도 12는 도 8에 도시된 인공 추간관절의 상부와 보이는 두 개의 추경 나사를 보여주는 요추의 일부의 배면도이다.

도 13은 도 9에 도시된 인공 추간관절의 하부와 보이는 두 개의 추경 나사를 보여주는 요추의 일부의 배면도이다.

도 14는 상기 제 2 구현예와 조합된 위치에서의 추경 나사를 보여주는 요추의 일부의 측정면도이다.

도 15는 인장밴드가 사용된 인공 추간관절의 하부, 디스크 및 상부의 제 3 구현예를 보여주는 요추의 일부의 배면도이다.

도 16은 조합된 위치에서 인장밴드가 사용된 제 3 구현예를 보여주는 요추의 일부의 측정면도이다.

도 17은 후관절이 대체되지 않은 본 명세서의 원리에 따라 제작된 인공 추간관절의 제 4 구현예의 상부를 보여주는 요추의 일부의 횡저면도이다.

도 18은 인공 추간관절의 제 4 구현예의 하부를 보여주는 요추의 일부의 횡평면도이다.

도 19는 개시된 본 발명의 다른 구현예를 나타내는 분해 사시도이다.

도 20은 도 19의 구현예가 척추골 사이에 조립된 측정면도이다

도 21는 개시된 본 발명의 또 다른 구현예를 나타내는 분해 측정면도이다.

도 22는 도 21의 구현예가 장착된 배면측 정면도(posterior elevation view)이다.

도 23은 개시된 본 발명의 또 다른 구현예를 나타내는 분해 사시도이다.

도 24는 도 23의 구현예가 조립된 사시도이다.

도 25는 개시된 본 발명의 또 다른 구현예가 척추골 사이에 조립된 측정면도(side elevation view)이다.

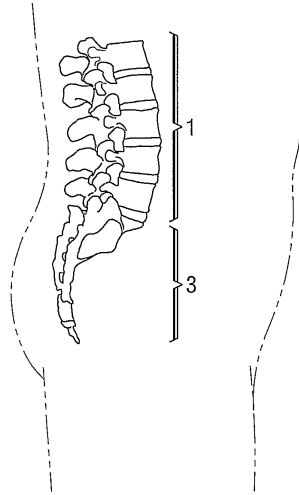
도 26은 개시된 본 발명의 또 다른 구현예가 조립된 측정면도이다.

도 27은 개시된 본 발명의 또 다른 구현예가 조립된 측정면도이다.

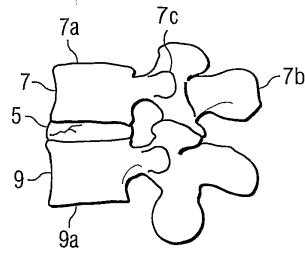
도 28은 본 발명의 또 다른 구현예가 조립된 사시도이다.

도면

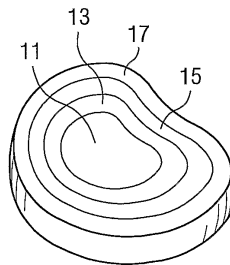
도면1



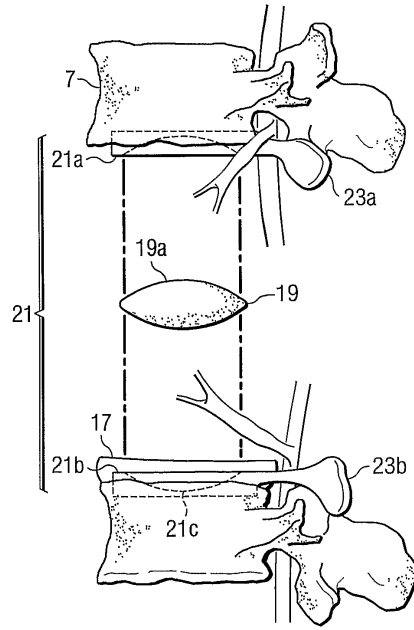
도면2



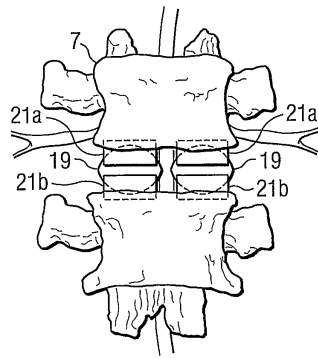
도면3



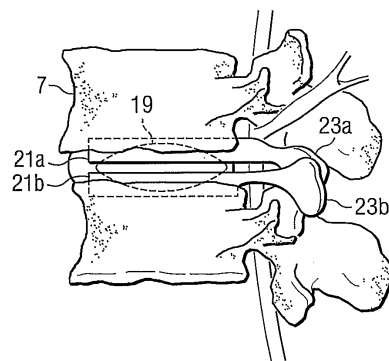
도면4



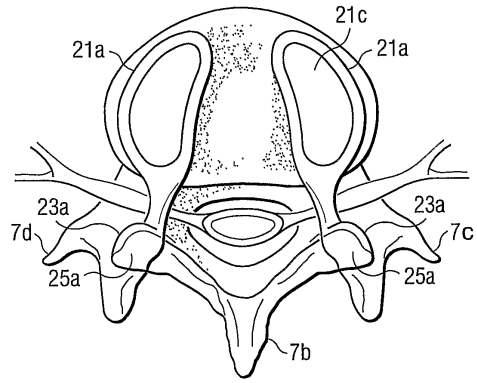
도면5



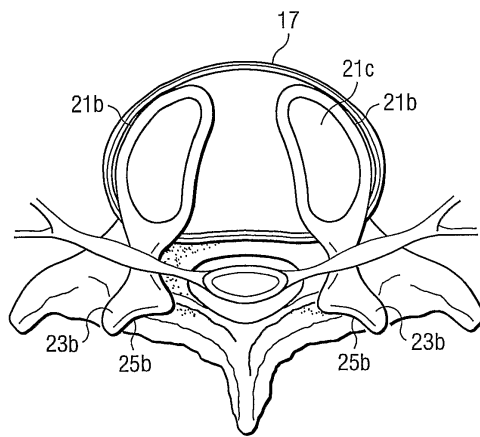
도면6



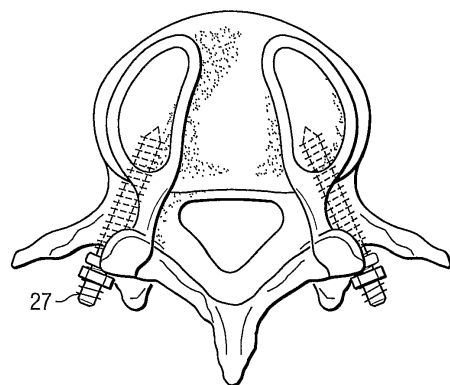
도면7a



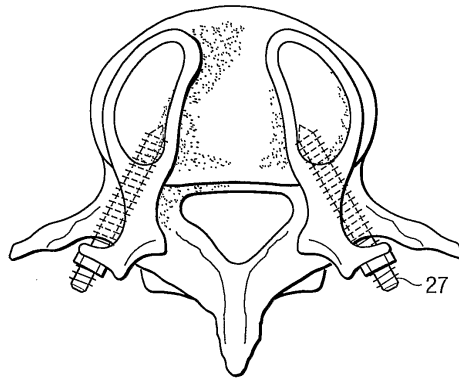
도면7b



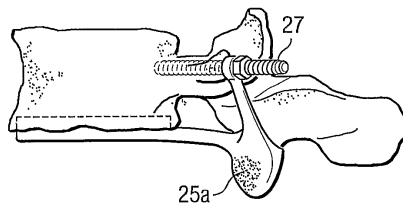
도면8



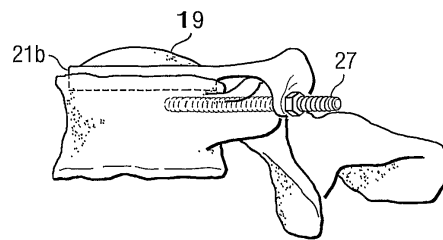
도면9



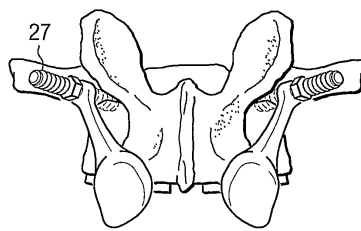
도면10



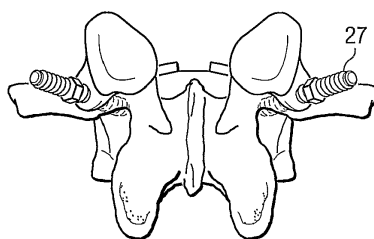
도면11



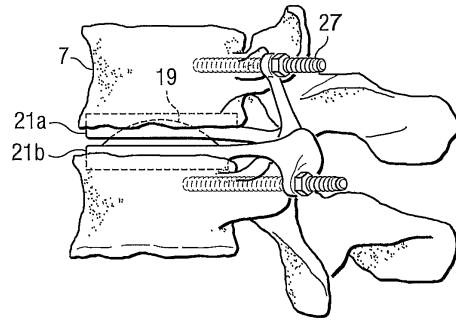
도면12



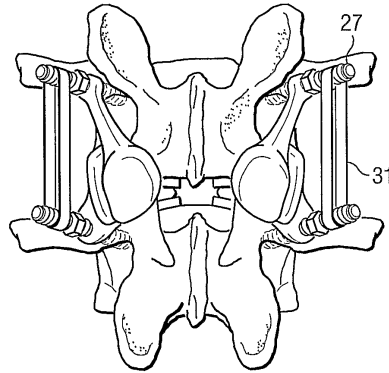
도면13



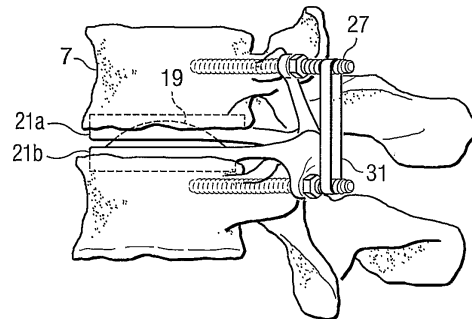
도면14



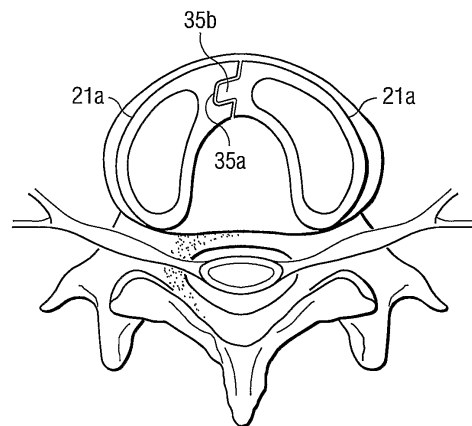
도면15



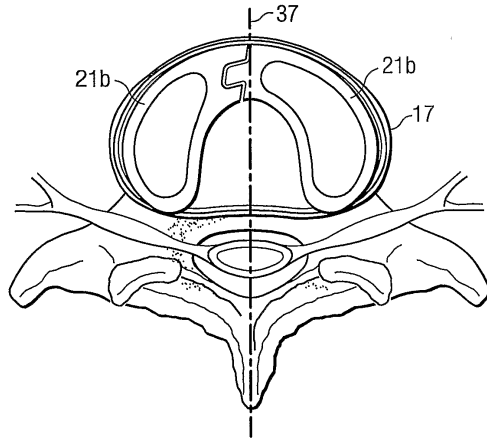
도면16



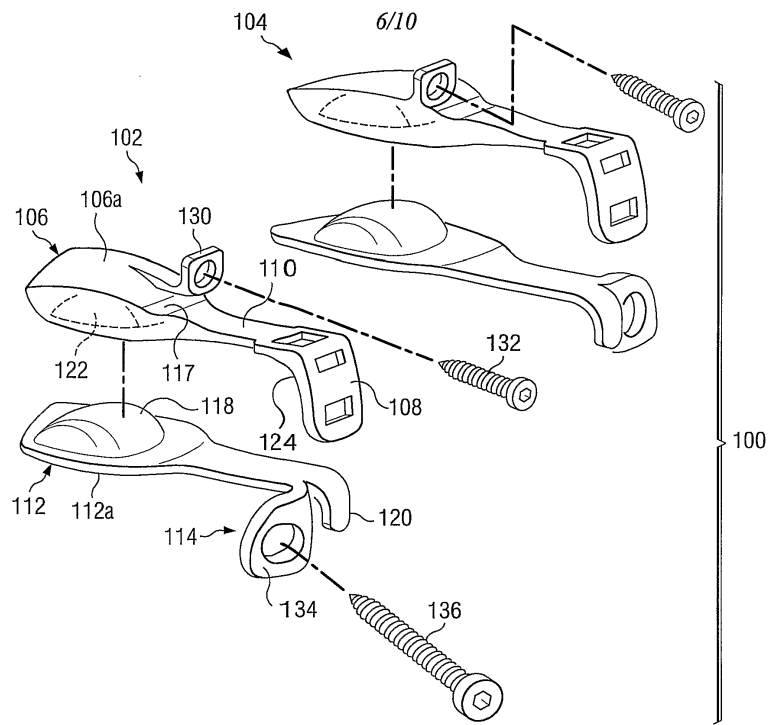
도면17



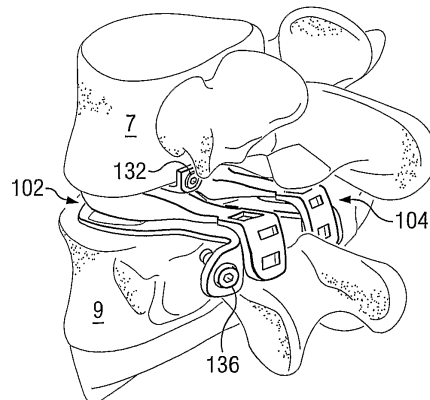
도면18



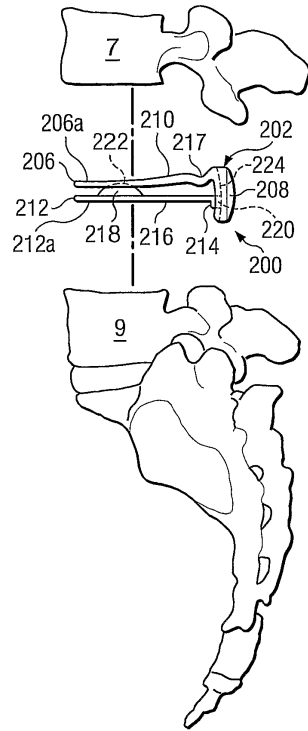
도면19



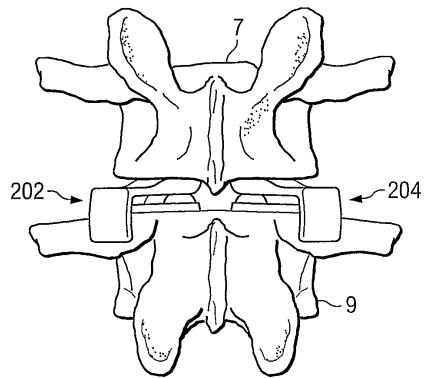
도면20



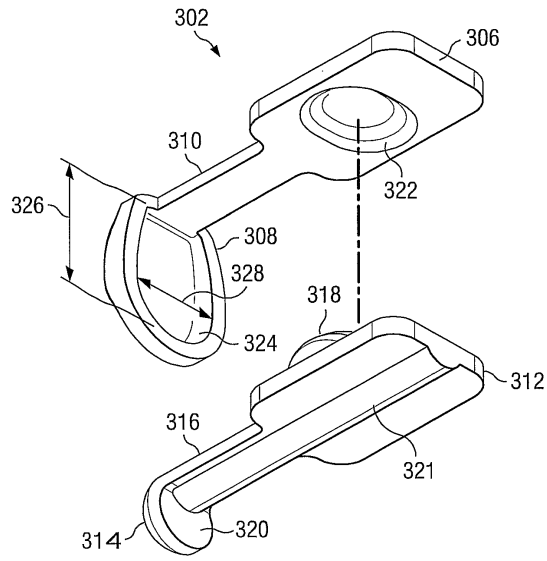
도면21



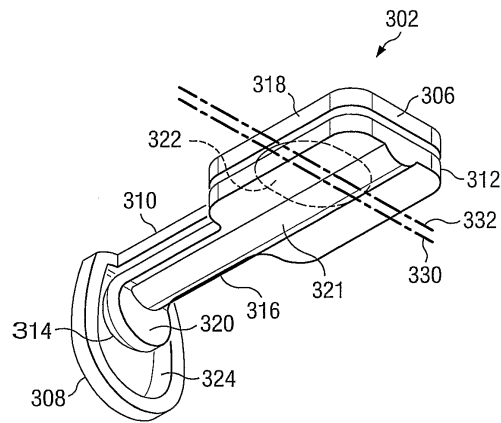
도면22



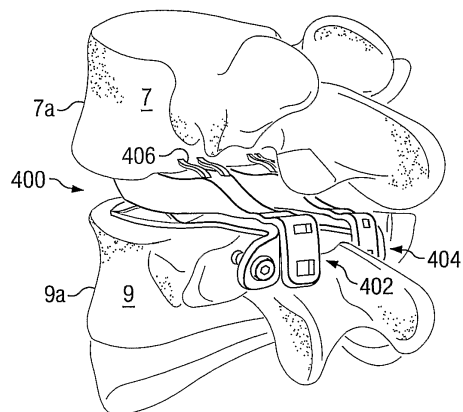
도면23



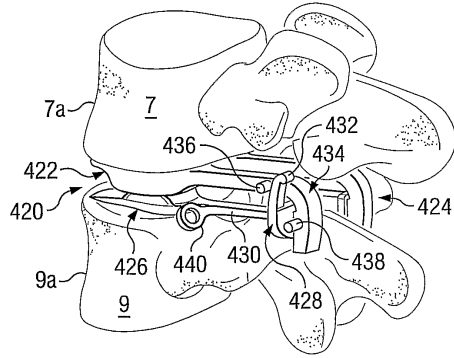
도면24



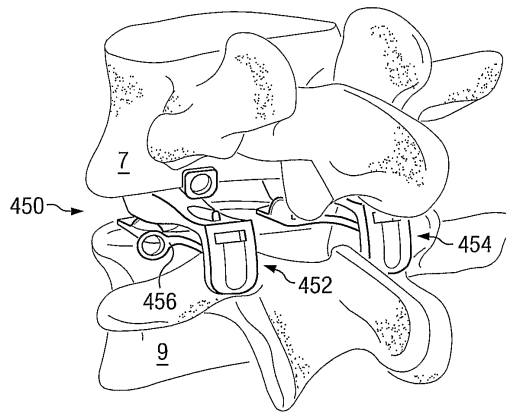
도면25



도면26



도면27



도면28

