



(19)대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(51) Int. Cl.

A61B 17/70 (2006.01)  
A61B 17/80 (2006.01)  
A61B 17/82 (2006.01)  
A61F 2/44 (2006.01)  
A61B 17/80 (2006.01)  
A61B 17/82 (2006.01)

(11) 공개번호 10-2007-0065329  
(43) 공개일자 2007년06월22일

(21) 출원번호 10-2007-7006279

(22) 출원일자 2007년03월19일

심사청구일자 없음

번역문 제출일자 2007년03월19일

(86) 국제출원번호 PCT/US2005/029441

(87) 국제공개번호 WO 2006/023671

국제출원일자 2005년08월17일

국제공개일자 2006년03월02일

(30) 우선권주장 60/602,826 2004년08월18일 미국(US)  
60/691,946 2005년06월17일 미국(US)

(71) 출원인 아추스 오토페딕스, 인코포레이티드  
미국 워싱턴 레드몬드 노쓰이스트 애브뉴 8624-154 (우:98052)

(72) 발명자 아고스티노, 티나, 엠.  
미국 98052 워싱턴 레드몬드 노쓰이스트 136 플레이스 15719  
맥리어, 토마스, 제이.  
미국 98052 워싱턴 레드몬드 노쓰이스트 69 플레이스 23913  
레이레이, 마크, 에이.  
미국 94611 캘리포니아 피드몬트 마그놀리아 애브뉴 360

(74) 대리인 남상선

전체 청구항 수 : 총 41 항

(54) 인접 레벨 관절면 관절성형 장치, 척추 안정화 시스템, 및그 방법들

(57) 요약

본 발명은 인접 레벨 질병을 치료하기에 적합한 이식형 관절면 관절성형 장치에 관한 것이다. 이러한 장치는 제1 척추와 제2 척추 사이에 이식하기 위해 고안된 것이다. 이러한 장치의 성분은: 크로스바; 제1 척추에 부착된 척추 융합 장치의 제1 위치에 부착시키도록 구성된 제1 부착 메카니즘, 및 상기 크로스바에 맞물리도록 구성되는 제2 부착 메카니즘을 갖춘 제1 성분; 및 상기 제1 척추에 부착된 척추 융합 장치의 제2 위치에 부착하도록 구성된 제2 부착 메카니즘, 및 상기 크로스바에 맞물리도록 구성되는 제2 부착 메카니즘을 갖춘 제2 성분을 포함한다. 이러한 제1 성분이 제2 성분에 관해 관절로 접합되며, 제1 척추가 이식형 관절면 관절성형 장치에 관해 관절로 접합된다.

대표도

도 7C

특허청구의 범위

청구항 1.

제1 척추 및 제2 척추와 연관시키기 위한 이식형 관절면 관절성형 장치로서:

(a) 크로스바아;

(b) 제1 척추에 부착된 척추 융합 장치의 제1 위치에 부착시키도록 구성된 제1 부착 메카니즘, 및 상기 크로스바아에 맞물리도록 구성되는 제2 부착 메카니즘을 갖춘 제1 성분; 및

(c) 상기 제1 척추에 부착된 척추 융합 장치의 제2 위치에 부착하도록 구성된 제2 부착 메카니즘, 및 상기 크로스바아에 맞물리도록 구성되는 제2 부착 메카니즘을 갖춘 제2 성분을 포함하며,

상기 제1 성분이 상기 제2 성분에 관해 관절로 접합되며, 상기 제1 척추가 상기 이식형 관절면 관절성형 장치에 관해 관절로 접합되는,

이식형 관절면 관절성형 장치.

청구항 2.

제 1 항에 있어서,

제1 단부에서 척추체에 부착되도록 구성되며 제2 단부에서 상기 크로스바아와 맞물리도록 구성되는 뼈 맞물림 단부를 구비하는 제1 아암을 더 포함하는,

이식형 관절면 관절성형 장치.

청구항 3.

제 2 항에 있어서,

상기 제1 아암이 꼬리측 척추체와 맞물리도록 구성되는,

이식형 관절면 관절성형 장치.

청구항 4.

제 2 항에 있어서,

상기 제1 아암은 머리측 척추체와 맞물리도록 구성되는,

이식형 관절면 관절성형 장치.

### 청구항 5.

제 1 항에 있어서,  
척추 융합 장치를 더 포함하는,  
이식형 관절면 관절성형 장치.

### 청구항 6.

제 5 항에 있어서,  
상기 척추 융합 장치는 머리측 척추 및 꼬리측 척추와 인접한 척추의 일부분을 따라 연장되도록 구성되는 한 쌍의 긴 부재,  
및 상기 머리측 척추 및 상기 꼬리측 척추에 상기 척추 융합 장치를 장착하기 위한 복수의 부착 메카니즘을 포함하는,  
이식형 관절면 관절성형 장치.

### 청구항 7.

제 2 항에 있어서,  
제1 단부에서 척추체에 부착되도록 구성됨 제2 단부에서 상기 크로스바와 맞물리도록 구성되는 뼈 맞물림 단부를 구비하는 제2 아암을 더 포함하는,  
이식형 관절면 관절성형 장치.

### 청구항 8.

제 7 항에 있어서,  
상기 제2 아암은 꼬리측 척추체와 맞물리도록 구성되는,  
이식형 관절면 관절성형 장치.

### 청구항 9.

제 7 항에 있어서,  
상기 제2 아암은 머리측 척추체와 맞물리도록 구성되는,  
이식형 관절면 관절성형 장치.

### 청구항 10.

제 7 항에 있어서,

상기 제1 아암이 상기 제2 아암에 관해 관절로 접합되는,  
이식형 관절면 관절성형 장치.

### 청구항 11.

이식형 척추 회복 장치로서:

- (a) 미추 및 경추와 인접한 길이의 일부분을 따라 연장하도록 구성된 긴 부재;
- (b) 상기 척추의 일부분에 상기 긴 부재를 부착시키도록 구성된 부착 메카니즘;
- (c) 관절면 관절성형 요소;
- (d) 척추체의 일부분에 놓이는 크기를 가지며 제1 단부 및 제2 단부에서 상기 관절면 관절성형 요소를 수용하도록 구성되는 지지 성분; 및
- (e) 상기 긴 부재에 상기 지지 성분을 연결시키도록 구성되는 커넥터를 포함하는,

이식형 척추 회복 장치.

### 청구항 12.

제 11 항에 있어서,

제1 단부에서 척추에 부착되도록 구성되며 제2 단부에서 상기 지지 성분에 부착되도록 구성되는 뼈 맞물림 단부를 구비하는 아암을 더 포함하는,

이식형 척추 회복 장치.

### 청구항 13.

제 12 항에 있어서,

상기 아암은 꼬리측 척추체와 맞물리도록 구성되는,

이식형 척추 회복 장치.

### 청구항 14.

제 12 항에 있어서,

상기 아암은 머리측 척추체와 맞물리도록 구성되는,

이식형 척추 회복 장치.

### 청구항 15.

제 12 항에 있어서,

제1 단부에서 척추체와 맞물리도록 구성되고 제2 단부에서 상기 크로스바아와 맞물리도록 구성되는 제2 아암을 더 포함하는,

이식형 척추 회복 장치.

#### 청구항 16.

제 15 항에 있어서,

상기 제1 아암이 상기 제2 아암과 관절로 접합되는,

이식형 척추 회복 장치.

#### 청구항 17.

제 11 항에 있어서,

상기 지지 성분은 좌측판과 우측판 사이에서 척추체의 일부분에 걸칠 수 있는 크기를 갖는,

이식형 척추 회복 장치.

#### 청구항 18.

제 11 항에 있어서,

상기 지지 성분은 좌측 추경과 우측 추경 사이에서 척추체의 일부분에 걸칠 수 있는 크기를 갖는,

이식형 척추 회복 장치.

#### 청구항 19.

제 11 항에 있어서,

상기 지지 성분은 조절가능한 폭을 갖도록 구성되는,

이식형 척추 회복 장치.

#### 청구항 20.

제 11 항에 있어서,

상기 관절면 관절성형 요소는 대칭 해부학적 해법을 제공하도록 상기 지지 성분에 관해 위치되는,

이식형 척추 회복 장치.

**청구항 21.**

제 11 항에 있어서,

상기 관절면 관절성형 요소는 비대칭 해부학적 해법을 제공하도록 상기 지지 성분에 관해 위치되는,

이식형 척추 회복 장치.

**청구항 22.**

제 11 항에 있어서,

상기 지지 성분의 단부들은 상기 관절면 관절성형 요소 내의 개구를 수용하도록 구성되는,

이식형 척추 회복 장치.

**청구항 23.**

제 11 항에 있어서,

상기 관절면 관절성형 요소는 상이한 깊이를 갖는 개구를 각각 구비하는 복수의 관절면 관절성형 요소로부터 선택되는,

이식형 척추 회복 장치.

**청구항 24.**

제 11 항에 있어서,

상기 지지 성분을 사용하여 상기 척추체 상에 중량을 균일하게 분포시키는 요소를 더 포함하는,

이식형 척추 회복 장치.

**청구항 25.**

적응성 이식형 척추 안정화 장치로서:

(a) 제1 단부 및 제2 단부를 갖춘 크로스바아;

(b) 뼈 맞물림 단부, 및 상기 크로스바아에 결합되는 단부를 각각 구비하는 한 쌍의 척추 맞물림 요소; 및

(c) 크로스바아 단부를 수용하는 표면을 갖는 제1 단부, 및 척추 융합 시스템에 고정 장치를 고착시키는 제2 단부를 갖는 제2 단부를 각각 구비하는 한 쌍의 고정 요소를 포함하는,

적응성 이식형 척추 안정화 장치.

**청구항 26.**

제 25 항에 있어서,

제1 단부에서 척추에 부착되도록 구성되고 제2 단부에서 상기 지지 성분에 부착되도록 구성되는 뼈 맞물림 단부를 구비하는 아암을 더 포함하는,

적응성 이식형 척추 안정화 장치.

### 청구항 27.

제 25 항에 있어서,

상기 아암이 꼬리측 척추체와 맞물리도록 구성되는,

적응성 이식형 척추 안정화 장치.

### 청구항 28.

제 25 항에 있어서,

상기 아암이 머리측 척추체와 맞물리도록 구성되는,

적응성 이식형 척추 안정화 장치.

### 청구항 29.

제 25 항에 있어서,

제1 단부가 척추체와 맞물리도록 구성되고 제2 단부가 상기 크로스바아와 맞물리도록 구성되는 제2 아암을 더 포함하는,

적응성 이식형 척추 안정화 장치.

### 청구항 30.

제 25 항에 있어서,

상기 제1 아암이 상기 제2 아암과 관절로 접합되는,

적응성 이식형 척추 안정화 장치.

### 청구항 31.

제 25 항에 있어서,

상기 지지 성분은 좌측판과 우측판 사이에서 척추체의 일부분에 걸칠 수 있는 크기를 갖는,

적응성 이식형 척추 안정화 장치.

**청구항 32.**

제 25 항에 있어서,

상기 지지 성분은 좌측 추경과 우측 추경 사이에서 척추체의 일부분에 걸칠 수 있는 크기를 갖는,

적응성 이식형 척추 안정화 장치.

**청구항 33.**

제 25 항에 있어서,

상기 지지 성분은 조절가능한 폭을 갖도록 구성되는,

적응성 이식형 척추 안정화 장치.

**청구항 34.**

제 25 항에 있어서,

상기 관절면 관절성형 요소는 대칭 해부학적 해법을 제공하도록 상기 지지 성분에 관해 위치되는,

적응성 이식형 척추 안정화 장치.

**청구항 35.**

제 25 항에 있어서,

상기 관절면 관절성형 요소는 비대칭 해부학적 해법을 제공하도록 상기 지지 성분에 관해 위치되는,

적응성 이식형 척추 안정화 장치.

**청구항 36.**

제 25 항에 있어서,

상기 지지 성분의 단부들은 상기 관절면 관절성형 요소 내의 개구를 수용하도록 구성되는,

적응성 이식형 척추 안정화 장치.

**청구항 37.**

제 25 항에 있어서,

상기 관절면 관절성형 요소는 상이한 깊이를 갖는 개구를 각각 구비하는 복수의 관절면 관절성형 요소로부터 선택되는,



적응성 이식형 척추 안정화 장치.

### 청구항 38.

제 25 항에 있어서,

상기 지지 성분을 사용하여 상기 척추체 상에 중량을 균일하게 분포시키는 단계를 더 포함하는,

적응성 이식형 척추 안정화 장치.

### 청구항 39.

척추에 인접하여 지지를 제공하도록 척추 융합 치료를 교정하기 위한 방법으로서:

(d) 미골 척추체 및 경추체에 인접하여 부착된 한 쌍의 긴 부재를 포함하는, 척추 융합 장치를 갖춘 척추 위치에 접근하는 단계;

(e) 상기 척추 융합 장치의 상기 긴 부재에 연결되는 부착 메카니즘, 및 크로스바아를 수용하는 관절형 부착 메카니즘을 포함하는 관절면 관절성형 장치를 부착시키는 단계; 및

(f) 상처를 봉합하는 단계를 포함하는, 척추 융합 치료 교정 방법.

### 청구항 40.

제 39 항에 있어서,

상기 척추 융합 장치와 인접한 상기 척추가 안정화되는,

척추 융합 치료 교정 방법.

### 청구항 41.

융합 장치와 맞물리는 척추를 갖는 제2 척추와 제1 척추 사이에 이식하기 위한 이식형 인접 레벨 관절성형 장치로서:

(g) 크로스바아;

(h) 제1 척추에 부착된 척추 융합 장치의 제1 위치에 부착시키도록 구성된 제1 부착 메카니즘, 및 상기 크로스바아에 부착시키도록 구성된 제2 부착 메카니즘을 구비하는 제1 성분; 및

(i) 상기 제1 척추에 부착된 척추 융합 장치의 제2 위치에 부착시키도록 구성된 제2 부착 메카니즘, 및 상기 크로스바아에 부착시키도록 구성된 제2 부착 메카니즘을 구비하는 제2 성분을 포함하며,

상기 제1 성분이 상기 제2 성분에 관해 관절로 접합되며, 상기 제1 척추가 상기 관절면 관절성형 장치에 관해 관절로 접합되는,

이식형 인접 레벨 관절성형 장치.

명세서

**기술분야**

**교차-참조**

본 출원은 그들 전체가 여기에 참조된, 2005년 6월 17일자로 출원된 미국특허 가출원번호 제60/691,946호 및 2004년 8월 18일자로 출원된 미국특허 가출원번호 제60/602,826호를 우선권으로 주장한다.

본 출원은 그들 전체가 여기에 참조된, 다음의 공동-계류 중인 미국특허출원 즉, 2004년 10월 25일자로 출원된 미국특허출원번호 제10/973,939호, 2004년 10월 25일자로 출원된 미국특허출원번호 제10/973,834호에 관련한 것이다.

본 발명은 뼈의 일부분을 대체 또는 회복시키기 위한 장치들, 척추 병리학을 처리하기 위한 시스템 및 방법을 포함하는 장치에 관한 것이다. 본 발명에 따른 이들 장치, 시스템 및 방법은 척추 안정화 및 관절면 대체를 달성하기 위해 고안된 것이다. 이들 장치, 시스템 및 방법은 융합된 섹션과 인접한 척추 안정화와 결합되어 척추의 일부분에서 척추 융합을 달성하도록 또한 고안되었다.

**배경기술**

특히 등의 국부적인 곳 또는 척추의 요천추(L4-S1)의 허리 통증은 흔한 병이다. 다수의 경우에, 이러한 통증은 사람의 기능적인 능력과 삶의 질을 심하게 제한한다. 허리 통증은 업무, 정해진 일상 활동 및 레크리에이션을 방해한다. 미국인들은 오로지 허리 통증을 낮추기 위해 해마다 500억불을 지출하는 것으로 추정되고 있다. 이것은 업무-관련 불능의 가장 흔한 원인 및 손실된 작업에 대한 상위권의 기여자가 되었다.

질병 또는 상해에도 불구하고, 하나 이상의 추간판(intervertebral discs)과 함께 하나 이상의 척추체의 판(laminae), 가시 돌기(spinous process), 관절 돌기, 관절면(facet) 및/또는 관절면 캡슐(들)이 손상될 수 있으며, 이는 척추의 적절한 관절의 손실 또는 적절한 정렬의 손실을 가져올 수 있다. 이러한 손상은 이동성의 손실, 및 고통 또는 불편함의 해부학적 변화를 가져올 수 있다. 예컨대, 척추 관절면 접합부는 외상에 의해 또는 질병의 결과로 손상될 수 있다. 척추 및/또는 관절면을 손상시키는 질병들은 접합부의 연골이 점차적으로 닳아버리고 인접하는 뼈가 개조되는 관절염, 척추 경직에 이를 수 있는 척추의 교착형 척추 분리증(류마티스 관절염), 및 천골 상의 요추의 전방 변위에 이르는 퇴행성 척추 분리증을 포함한다. 척추체의 관절면 접합부에 대한 손상은 종종 통상 "핀치된(pinched)" 신경이라고 불리는 신경에 대한 압력, 또는 신경 압축 또는 충돌을 야기시킨다. 이러한 결과는 통증, 오정렬된 해부학 및 대응하는 이동성 손실이다. 신경에 대한 압력은 또한 예컨대 헤르니아가 된 디스크(herniated disc)와 같은 관절면 접합 병리학없이 발생할 수도 있다.

관절면 접합 병리학의 하나의 종래의 치료법은 추간 안정화(intervertebral stabilization)라고도 알려진 척추 안정화이다. 추간 안정화는 바람직하게 척추 하드웨어의 사용을 통한 척추 사이의 상대 이동, 추간판의 일부 또는 모두의 제거, 치료된 척추 사이의 상대 이동을 방지/제한/제어하고 안정시키기 위해 인접하는 임의의 개수의 척추를 고정시키게 되는, 관절면 접합부, 척추체 사이에 위치된 골 이식/골유도성/골전도성 물질(융합 케이지(fusion cages)의 동시 삽입과 함께 또는 동시 삽입없이), 및/또는 일부의 조합체의 고정을 제어, 방지 또는 제한한다. 척추체의 안정화는 (추간판 스페이서, 인공 인대 및/또는 동역학적 안정화 장치와 같은) 운동 제한 장치의 삽입으로부터, 관절고정을 촉진시키는 장치(로드 및 나사 시스템, 케이블 고정 시스템, 융합 케이지 등)를 통해, (뼈 내부의 중앙 성장 및/또는 확장성 뼈 손상으로 인해 발생할 수 있는) 척추(spinal column)로부터 척추체의 일부 또는 모두의 완전한 제거까지 그리고 이러한 일부 또는 모두의 안전한 제거, 및 (대체로 인접하는 상부 및 하부 척추체 안으로 고정되는) 척추체 대체물의 삽입을 포함한다. 고정을 위해 사용되는 부착 장치 뿐만 아니라, 척추와 인접하는 척추 및/또는 천골을 고정시키기 위한 여러 장치들은: 미국특허공보 제6,290,703호, 미국특허공보 제5,782,833호, 미국특허공보 제5,738,585호, 미국특허공보 제6,547,790호, 미국특허공보 제6,638,321호, 미국특허공보 제6,520,963호, 미국특허공보 제6,074,391호, 미국특허공보 제5,569,247호, 미국특허공보 제5,891,145호, 미국특허공보 제6,090,111호, 미국특허공보 제6,451,021호, 미국특허공보 제5,683,392호, 미국특허공보 제5,863,293호, 미국특허공보 제5,964,760호, 미국특허공보 제6,010,503호, 미국특허공보 제6,019,759호, 미국특허공보 제6,540,749호, 미국특허공보 제6,077,262호, 미국특허공보 제6,248,105호, 미국특허공보 제6,524,315호, 미국특허공보 제5,797,911호, 미국특허공보 제5,879,350호, 미국특허공보 제5,885,285호, 미국특허공보 제5,643,263호, 미국특허공보 제6,565,565호, 미국특허공보 제5,725,527호, 미국특허공보 제6,471,705호, 미국특허공보 제6,554,843호, 미국특허공보 제5,575,792호, 미국특허공보 제5,688,274호, 미국특허공보 제5,690,630호, 미국특허공보 제6,022,350호, 미국특허공보 제4,805,602호, 미국특허공보 제5,474,555호, 미국특허공보 제4,611,581호, 미국특허공보 제5,129,900호, 미국특허공보 제5,741,255호, 미국특허공보 제6,132,430호, 및 미국특허출원공개 제2002-0120272호를 포함한 문헌에 개시되어 있다.

현재의 척추 융합 기술에 관한 하나의 공통된 관심사는 융합된 척추 레벨에 인접하는 척추에 가해지는 증가된 응력에 관한 것이다. 하나 이상의 기능성 척추 유닛(한 쌍의 인접 척추 및 추간판 및 사이의 관절면을 포함하는 기능성 척추 유닛)이 융합되면(또는 일부 방식으로 운동이 감소되거나 제한되는 경우), 가요성 유닛(현재 융합되어 있거나 가요성이 보다 적은) 가요성 유닛에 의해 정상적으로 수용되는 응력과 변형이(적어도 부분적으로) 인접하는 척추 유닛에 전달된다. 이들 증가된 응력이 다른 척추 유닛에 손상 및/또는 퇴화를 제공하기 시작하면-융합된 레벨(들)에 바로 인접하는 레벨들에 종종 발생할 수 있음- 이러한 퇴화를 종종 "인접-레벨 질병" 또는 인접 세그먼트 질병이라 한다. J Neurosurg.100: 2-6면(2004년판)의 쿨카르니(Kulkarni) 등에 의한 "중앙 경추 융합술에 이은 융합된 세그먼트에 인접하는 가속화된 척추 분리 변화 (Accelerated spondylotic changes adjacent to the fused segment following central cervical corpectomy: magnetic resonance imaging study evidence)"를 참조한다. 인접 레벨이 외과 수술적 개입을 필요로 한다는 점에서 퇴화되면, 영향받은/퇴화된 척추 유닛은 대체로 융합되며(또는 운동이 일부의 방식으로 제한 및/또는 제어되며), 추가로 나머지 융합되지 않은 레벨에 의해 발생하는 응력을 악화시키고, 시간을 초과하여 척추에 종종 복수-레벨 또는 "데이지 체인형(daisy chained)" 융합을 야기시킨다. 이러한 척추는 예컨대, 척추 고정 시스템을 사용하여 융합될 수 있다. 미국특허 제 6,280,443호, 미국특허 제 6,086,590호, 및 미국특허 제 5,800,433호, 및 유럽특허 제1205152호를 참조한다.

보다 최근에, 척추 융합에 대한 대안으로서 여러 치료법이 제안되고 발전되어 왔다. 이들 치료법들 중 다수의 치료법은 치료된 척추의 자연적인 운동의 일부 또는 모두를 회복(및/또는 유지)하고자 하는 것이며, 추간판 대체술, 관절면 접합 재생술, 및 관절면 접합 대체술을 포함할 수 있다. 미국특허 제 6,610,091호, 미국특허 제6,811,567호, 미국특허 제6,902,580호, 미국특허 제5,571,171호 및 미국재발행특허 제36,758호; 및 국제특허출원 제WO 01/158563호, 국제특허출원 제WO 2004/103228호, 국제특허출원 제WO 2005/009301호, 및 국제특허출원 제WO 2004/103227호를 참조한다.

### 발명의 상세한 설명

본 발명의 일 양상은 척추의 융합 또는 고정된 섹션과 인접하는 2개의 인접하는 척추 사이의 접합부를 보호하고 안정화를 제공하는 인접 레벨 관절면 상에 사용하기 위한 장치에 대한 필요성이 존재함을 구현하는 것을 포함한다. 융합되지 않은 레벨 척추에 의해 발생하는 응력을 경감시키는(로드 및 나사와 같은 척추 융합 하드웨어 또는 다른 유형의 융합 및/또는 비융합 척추 기구를 포함한) 추경 나사(pedicle screw)를 이미 포함하는 척추 레벨 및/또는 다른 유형의 척추 기구에 부착될 수 있는 시스템 및/또는 장치에 대한 요구가 또한 존재한다. 게다가, 의사가 원하는 대로, 판(lamina), 추경을 포함한 여러 해부학적 구조에, 및/또는 척추체 또는 척추체들(척추 하드웨어 및 해부학적 위치로의 동시의 고정을 포함한 이들 척추체의 일부의 조합체)로 직접, 뿐만 아니라 이미-존재하는 척추 하드웨어에 선택적으로 부착될 수 있는 성분들(및/또는 여러 외과적 상태를 치료하기 위해 첨가된 하드웨어 또는 미리-존재하는 척추 하드웨어로의 제한된 변경예와 함께 사용될 수 있는 성분들)을 갖는 관절면 결합 대체 시스템에 대한 요구도 존재한다. 또한, 하나 이상의 비융합된 척추 세그먼트 내의 인접하는 레벨 질병의 온셋(onset)을 처리, 감소 및/또는 방지하기 위해 하나 이상의 융합된 척추 레벨의 부근 및/또는 인접한 관절면 결합/추간판 복합물을 바람직하게 보강 및/또는 안정화시키는 척추 레벨 내에 이식될 수 있는 관절면 대체 시스템에 대한 필요성이 존재한다. 또한, 이미-융합된 척추 세그먼트(또는 복수의 세그먼트)를 교정 또는 "분해(take down)"시키고 이러한 이미-융합된 척추 세그먼트(또는 복수의 세그먼트)에 대한 부분적인 또는 완전한 본래 운동을 회복하는데 사용될 수 있는 관절면 결합 및 추간판 대체 시스템에 대한 필요성이 존재한다. 또한, 복수-레벨 관절고정부의 하나 이상의 부분에 대한 운동이 회복될 수 있도록(즉, 4개의 레벨 관절고정부의 하나의 섹션이 "분해"되고, 관절면 결합 대체 시스템을 포함하는 관절형 섹션과 분리된 2개의 단일-레벨 관절고정부를 남겨둔다), 하나 이상의 융합된 레벨의 복수-레벨 관절고정부를 교정하기 위해 사용될 수 있는 관절면 결합 대체 시스템에 대한 요구가 존재한다.

본 발명의 실시예에서, 제1 척추 및 제2 척추와 연관시키기 위한 이식형 관절면 관절성형 장치로서: 크로스바아; 제1 척추에 부착된 척추 융합 장치의 제1 위치에 부착시키도록 구성된 제1 부착 메카니즘, 및 상기 크로스바아에 맞물리도록 구성되는 제2 부착 메카니즘을 갖춘 제1 성분; 및 상기 제1 척추에 부착된 척추 융합 장치의 제2 위치에 부착하도록 구성된 제2 부착 메카니즘, 및 상기 크로스바아에 맞물리도록 구성되는 제2 부착 메카니즘을 갖춘 제2 성분을 포함하며, 상기 제1 성분이 상기 제2 성분에 관해 관절로 접합되며, 상기 제1 척추가 상기 이식형 관절면 관절성형 장치에 관해 관절로 접합된다. 이러한 이식형 관절면 관절성형 장치는 제1 단부에서 척추체에 부착되도록 구성되며 제2 단부에서 상기 크로스바아와 맞물리도록 구성되는 뼈 맞물림 단부를 구비하는 제1 아암을 더 포함한다. 또한, 이식형 관절면 관절성형 장치는 꼬리측 척추체 또는 머리측 척추체와 맞물리도록 구성된다. 본 발명과 함께 사용하기 위한 이식형 관절면 관절성형 장치는, 머리측 척추 및 꼬리측 척추와 인접한 척추의 일부분을 따라 연장되도록 구성되는 한 쌍의 긴 부재, 및 상기 머리측 척추 및 상기 꼬리측 척추에 상기 척추 융합 장치를 장착하기 위한 복수의 부착 메카니즘을 포함하는 장치와 같은, 척추 융합 장치들

포함한다. 일부의 실시예에서, 제1 단부에서 척추체에 부착되도록 구성된 제2 단부에서 상기 크로스바아와 맞물리도록 구성되는 뼈 맞물림 단부를 구비하는 제2 아암을 더 포함한다. 이러한 제2 아암은 꼬리측 척추체 또는 머리측 척추체와 맞물리도록 구성된다. 일부의 실시예에서, 이 제1 아암이 상기 제2 아암에 관해 관절로 접합된다.

본 발명의 다른 실시예에서, 이식형 척추 회복 장치는: 미추 및 경추와 인접한 길이의 일부분을 따라 연장하도록 구성된 긴 부재; 상기 척추의 일부분에 상기 긴 부재를 부착시키도록 구성된 부착 메카니즘; 관절면 관절성형 요소; 척추체의 일부분에 놓이는 크기를 가지며 제1 단부 및 제2 단부에서 상기 관절면 관절성형 요소를 수용하도록 구성되는 지지 성분; 및 상기 긴 부재에 상기 지지 성분을 연결시키도록 구성되는 커넥터를 포함한다. 이러한 척추 회복 장치의 실시예들은, 제1 단부에서 척추에 부착되도록 구성되며 제2 단부에서 상기 지지 성분에 부착되도록 구성되는 뼈 맞물림 단부를 구비하는 아암을 더 포함한다. 이러한 아암은 꼬리측 척추체 및/또는 머리측 척추체와 맞물리도록 구성된다. 제1 단부에서 척추체와 맞물리도록 구성되고 제2 단부에서 상기 크로스바아와 맞물리도록 구성되는 제2 아암이 제공될 수 있다. 상기 제1 아암은 상기 제2 아암과 관절로 접합된다. 상기 지지 성분은 좌측 추경과 우측 추경 사이에서 척추체의 일부분과 같이, 좌측판과 우측판 사이에서 척추체의 일부분에 걸칠 수 있는 크기를 갖도록 구성될 수 있다. 따라서, 이러한 지지 성분은 조절가능한 폭을 갖도록 구성될 수 있다. 또한, 상기 관절면 관절성형 요소는 대칭 해부학적 해법(symmetric anatomical solution)을 제공하도록 상기 지지 성분에 관해 위치된다. 상기 관절면 관절성형 요소는 비대칭 해부학적 해법(asymmetric anatomical solution)을 제공하도록 상기 지지 성분에 관해 위치될 수 있다. 또한, 상기 지지 성분의 단부들은 상기 관절면 관절성형 요소 내의 개구를 수용하도록 구성된다. 이러한 관절면 관절성형 요소는 상이한 깊이를 갖는 개구를 각각 구비하는 복수의 관절면 관절성형 요소로부터 선택될 수 있다. 본 발명의 실시예들은 상기 지지 성분을 사용하여 상기 척추체 상에 중량을 균일하게 분포시키는 것을 제공한다.

본 발명의 또 다른 실시예는, 적응성 이식형 척추 안정화 장치로서: 제1 단부 및 제2 단부를 갖춘 크로스바아; 뼈 맞물림 단부, 및 상기 크로스바아에 결합되는 단부를 각각 구비하는 한 쌍의 척추 맞물림 요소; 및 크로스바아 단부를 수용하는 표면을 갖는 제1 단부, 및 척추 융합 시스템에 고정 장치를 고착시키는 제2 단부를 갖는 제2 단부를 각각 구비하는 한 쌍의 고정 요소를 포함하는 적응성 이식형 척추 안정화 장치를 포함한다. 이러한 이식형 척추 안정화 장치는 제1 단부에서 척추에 부착되도록 구성되고 제2 단부에서 상기 지지 성분에 부착되도록 구성되는 뼈 맞물림 단부를 구비하는 아암을 더 포함한다. 상기 아암이 꼬리측 척추체 또는 머리측 척추체와 맞물리도록 구성될 수 있다. 이러한 실시예의 제2 단부는 제1 단부가 척추체와 맞물리도록 구성되고 제2 단부가 상기 크로스바아와 맞물리도록 구성될 수 있다. 이러한 실시예에서, 상기 제1 아암이 상기 제2 아암과 관절로 접합되도록 구성될 수 있다. 또한, 이러한 지지 성분은 좌측판과 우측판 사이에서 척추체의 일부분, 또는 좌측 추경과 우측 추경 사이에서 척추체의 일부분에 걸칠 수 있는 크기를 가질 수 있다. 이러한 지지 성분은 조절가능한 폭을 갖도록 구성될 수 있다. 본 발명의 실시예들은 상기 관절면 관절성형 요소가 대칭 해부학적 해법 또는 비대칭 해부학적 해법을 제공하도록 상기 지지 성분에 관해 위치되는 것이 제공될 수 있다. 지지 성분의 단부들은 상기 관절면 관절성형 요소 내의 개구를 수용하도록 구성될 수 있다. 또한, 상기 관절면 관절성형 요소는 상이한 깊이를 갖는 개구를 각각 구비하는 복수의 관절면 관절성형 요소로부터 선택될 수 있다. 중량은 상기 지지 성분을 사용하여 상기 척추체 상에 균일하게 분포될 수 있다.

본 발명의 실시예는, 척추에 인접하여 지지를 제공하도록 척추 융합 치료를 교정하기 위한 방법으로서: 미골 척추체 및 경추체에 인접하여 부착된 한 쌍의 긴 부재를 포함하는, 척추 융합 장치를 갖춘 척추 위치에 접근하는 단계; 상기 척추 융합 장치의 상기 긴 부재에 연결되는 부착 메카니즘, 및 크로스바아를 수용하는 관절형 부착 메카니즘을 포함하는 관절면 관절성형 장치를 부착시키는 단계; 및 상처를 봉합하는 단계를 포함하는, 척추 융합 치료 교정 방법을 포함한다. 이러한 실시예의 방법에서, 상기 척추 융합 장치와 인접한 상기 척추가 안정화된다.

본 발명의 또 다른 실시예는, 융합 장치와 맞물리는 척추를 갖는 제2 척추와 제1 척추 사이에 이식하기 위한 이식형 인접 레벨 관절성형 장치로서: 크로스바아; 제1 척추에 부착된 척추 융합 장치의 제1 위치에 부착시키도록 구성된 제1 부착 메카니즘, 및 상기 크로스바아에 부착시키도록 구성된 제2 부착 메카니즘을 구비하는 제1 성분; 및 상기 제1 척추에 부착된 척추 융합 장치의 제2 위치에 부착시키도록 구성된 제2 부착 메카니즘, 및 상기 크로스바아에 부착시키도록 구성된 제2 부착 메카니즘을 구비하는 제2 성분을 포함하며, 상기 제1 성분이 상기 제2 성분에 관해 관절로 접합되며, 상기 제1 척추가 상기 관절면 관절성형 장치에 관해 관절로 접합되는, 이식형 인접 레벨 관절성형 장치를 포함한다.

본 명세서에 기재된 상세한 특허공보 및 특허출원공개는 그 특허공보 및 특허출원의 각각이 구체적으로 그리고 개별적으로 참조되는 바와 동일하게 여기에 참조되어 있다.

첨부된 청구범위의 상세한 사항에 의해 본 발명의 신규한 특성들을 설명한다. 본 발명의 원리들이 사용되는 도해적인 실시예들과 첨부된 도면들을 설명하는 다음의 상세한 설명들을 참조함으로써, 본 발명의 특성들 및 장점들을 보다 용이하게 이해할 것이다.



## 실시예

본 발명의 바람직한 실시예들을 여기에 도시 및 설명하지만, 이러한 실시예들이 단지 실례로서 제공되는 것임은 당업자에게 명확할 것이다. 본 발명에서 벗어나지 않으면서 다수의 변경, 변화 및 대체가 이제 당업자에게 가능할 것이다. 여기에 개시된 본 발명의 실시예들에 대한 여러 대안예들이 본 발명을 실시하는데 사용될 수 있음을 이해해야 한다. 후속하여 기재되는 청구의 범위는 본 발명의 범위를 형성하며, 청구의 범위에 속하는 방법 및 구조물과 그 균등물이 그에 포함된다.

본 발명은 뼈와 같은 연결 조직을 회복 및/또는 확대하기 위해 인체 내부에 이식하기에 적합한 의지(prosthesis)를 포함한 이식 장치, 및 척추 병리학을 취급하기 위한 시스템에 관한 것이다. 본 발명은 전체적으로, 뼈와 연골을 포함한 연결 조직 및 연결 조직을 회복, 확대 및/또는 대체하기 위해 인체 내부에 이식하기에 적합한 이식 고안물, 장치 또는 메카니즘, 척추 병리학을 취급하기 위한 시스템에 관한 것이다. 여러 실시예들에서, 이식 장치는 손실, 제거 또는 잘린 인체의 부분들 또는 구조를 대체하도록 고안된 장치들을 포함할 수 있다. 이러한 이식 고안물, 장치 또는 메카니즘은 고안물들이 고안물을 독립적으로 또는 조합하여 포함하는 부분들, 요소들 또는 성분들로 형성될 수 있도록 구성된다. 이식 장치는 또한, 성분들이 고안물을 완성하기 위해 하나 이상의 요소들 또는 성분들이 원하는 생리학적, 작동적, 또는 기능적 결과를 달성하도록 일체로 형성되도록 구성될 수도 있다. 기능적인 결과들은 결합부의 기능력과 외과적 회복, 결합부의 기능력을 제어, 제한 또는 교정하는 것, 및/또는 결합부 운동을 방지함으로써 결합부의 기능력을 제거하는 것을 포함할 수 있다. 고안물의 부분들은 현존하는 해부학적 조직 및/또는 이식된 고안물을 대체 또는 확대시키도록 구성될 수 있으며, 및/또는 현존하는 해부학적 구조물을 잘라냄 또는 제거와 병행하여 사용될 수 있다.

도 1에 도시된 바와 같이, 본 발명의 장치는 5개의 영역으로 나뉘어진 적층된 33개의 척추(12)로 이루어진 인간 척추(human spinal column; 10)와 상호작용하도록 고안되었다. 경추 영역은 C1-C7과 같은 7개의 척추를 포함한다. 흉추 영역은 T1-T12와 같은 12개의 척추를 포함한다. 요추 영역은 L1-L5와 같은 5개의 척추를 포함한다. 천추 영역은 S1-S5와 같은 융합된 5개의 척추로 이루어지며, 미추 영역은 Co1-Co4와 같은 융합된 5개의 척추를 포함한다.

도 2에는 하나의 척추의 실례가 도시되는데, 정상적인 인간의 요추(12)의 평면도를 도시한다. 인간의 요추는 위치에 따라 다소 변화를 보이지만, 이 척추는 다수의 공통의 특성을 공유한다. 각각의 척추(12)는 척추체(14)를 포함한다. 2개의 짧은 골 돌출부인, 추경(pedicle; 16, 16')은 추궁(vertebral foramen)을 형성하는 추궁(vertebral arch; 18)을 형성하도록 척추체(14)의 각 측면으로부터 등부분으로 연장한다.

각각의 추경(16)의 후단부에서, 추궁(18)은 판(laminae; 20)으로 알려진 뼈의 넓은 플레이트 안으로 나팔 모양으로 벌어져 있다. 이 판(20)은 가시돌기(spinous process; 22)를 형성하도록 서로 융합된다. 이 가시돌기(22)는 근육 및 인대 부착을 위해 제공된다. 추경(16)으로부터 판(20)으로의 매끄러운 천이는 일련의 돌기의 형성에 의해 중단된다.

2개의 가로돌기(24, 24')는 판(20)을 갖춘 추경(16)의 접합부로부터 측방향으로 각 측면 상에서 각자 돌출된다. 가로돌기(24, 24')는 척추(12)로의 근육의 부착을 위한 레버로서 작용한다. 4개의 관절 돌기, 즉 2개의 상위돌기(26, 26') 및 2개의 하위돌기(28, 28')가 또한 추경(16) 및 판(20)의 접합부로부터 상승된다. 이들 관절의 상위돌기(26, 26')는 척추의 각 측면 상에서 위로 상승하는 뼈의 날카로운 타원형 플레이트인 반면, 하위돌기(28, 28')는 각 측면 상에서 아래로 돌출하는 타원형 플레이트의 뼈이다. 도 4를 참조한다.

상위 돌기(26) 및 하위 돌기(28) 각각은 관절면으로 알려진 천연 골 구조를 갖는다. 상위 관절면(30)은 중앙으로 위로 향하는 한편, 내부 관절면(31)(도 3 참조)은 측방향으로 아래로 향한다. 인접하는 척추(12)가 정렬되면, 매끄러운 관절 연골 조직으로 덮이며 인대에 의해 캡슐로 싸이는 상위 관절면(30) 및 내부 관절면(31)이 관절면 결합부(32)를 형성하도록 서로 연동된다. 이 관절면 결합부는 느슨한 캡슐 및 윤활막(synovial lining)을 구비하는 골단관절(apophyseal joint)이다.

설명하였듯이, 관절면 결합부(32)는 상위 관절면 및 하위 관절면으로 이루어진다. 상위 관절면은 관절면 결합부(32) 아래의 척추 레벨로 형성되며, 하위 관절면은 관절면 결합부(32)의 위의 척추 레벨로 형성된다. 예컨대, 도 3에 도시된 L4-L5 관절면 결합부에서, 관절면 결합부(32)의 상위 관절면은 L5 척추 상의 골 구조(즉, L5 척추 상의 상위 관절 표면 및 지지 뼈(26))로 형성되며, 그리고 관절면 결합부(32)의 하위 관절면은 L4 척추 상의 뼈 구조(즉, L4 척추 상의 하위 관절 표면 및 지지 뼈(28))로 형성된다. 상위 관절면과 하위 관절면 사이에 위치하는 관절면 결합부에 형성되는 각도는 척추를 따라 척추체의 위치에 좌우되는 중앙선에 대해 변화된다. 이 관절면 결합부는 척추가 연장 자세(척추전만; lordosis)로 있지 않다면 그 자체로 그리고 혼자 힘으로 실질적으로 측방향 하중을 지지하지 않는다. 당업자가 이해할 수 있듯이, 특별한 쌍의 척추체에 대한 관절면 결합부의 배향은 만곡-연장, 측방향 굽힘 및 회전을 견디는 결합 성능을 수용하도록 흉추로부터 요추까지 상당히 변화된다.

(도 3에서 도면부호 14, 15로 나타낸 적층된 척추체를 갖는) 각각의 인접하는 척추(12) 사이의 추간판(intervertebral disc; 34)은 척추(12) 사이의 활공 이동을 허용한다. 따라서, 척추(12)의 구조 및 정렬은 서로에 관한 척추(12)의 이동의 범위를 허용한다. 도 4는 척추(12)의 후외측 경사도를 도시하며, 상위 관절면(30)의 곡선면, 및 대향하는 상위 관절면과 부합되도록 구성되는 내부 관절면(31)의 돌출 구조물을 도시한다. 상술한 바와 같이, 내부 관절면(31) 및 상위 관절면(30)의 위치는 척추의 영역의 원하는 생물역학적 거동을 달성하도록 특수한 척추체에 대해 변화한다.

따라서, 전체의 척추는 2개의 인접하는 척추체, 추간판, 연관된 인대, 및 관절면 결합부로 이루어지는 운동 세그먼트가 되는 일련의 기능성 척추 유닛을 포함한다. 『척추(Spine)』(1982) 7:374-389의 포스너, 아이(Posner, I) 등에 의한 "요추 및 요천추의 임상 안정성의 생체역학적 분석(A biomechanical analysis of the clinical stability of the lumbar and lumbrosacral)"을 참조한다.

상술한 바와 같이, 관절면 결합부(32)(도 3)와 같은 천연 관절면 결합부는 상위 관절면(30) 및 내부 관절면(31)을 구비한다. 해부학 용어에서, 관절면 결합부의 상위 관절면은 결합부 아래의 척추 레벨로 형성되며, 따라서 해부학적으로 사람의 꼬리 뼈 또는 발에 보다 근접하기 때문에 이를 관절면 결합부의 "꼬리측(caudal)" 부분이라고 할 수 있다. 관절면 결합부의 하위 관절면은 결합부 위의 척추 레벨로 형성되며, 따라서 해부학적으로 사람의 머리에 보다 근접하기 때문에 이를 관절면 결합부의 "머리측(cephalad)" 부분이라고 할 수 있다. 따라서, 사용 중일 때, 천연 관절면 결합부의 꼬리측 부분(즉, 상위 관절면(30))을 대체하는 장치를 꼬리측 장치라고 할 수 있다. 마찬가지로, 사용 중일 때, 천연 관절면 결합부의 머리측 부분(즉, 내부 관절면(31))을 대체하는 장치를 머리측 장치라고 할 수 있다.

척추체(14)의 일측 상의 돌기들이 동일한 척추체의 타측 상의 돌기들과 상이하게 이격되는 경우, 각 측에 대한 본 장치의 성분들은 환자들 사이에 발생할 수 있는 해부학 상의 차이점을 책임지기 위해 마찬가지로 크기를 다르게 하는 것이 바람직하다. 또한, 외과 의사는 수술 부위가 실제로 이식 장치를 수용할 준비가 될 때 까지 이식 장치에 필요한 정밀한 크기 및/또는 형상을 결정하는 것이 어려울 수 있다. 이러한 경우, 외과 의사는 통상적으로 수술하는 동안 상이한 크기 및/또는 형상을 소유하는 동종의 장치들을 신속하게 전개시킬 수 있다. 따라서, 본 발명의 척추 장치의 실시예들은 구성가능하고 적용가능하거나 또는 이들 중 하나가 가능한 모듈 도안을 포함할 수 있다. 또한, 여기에 개시된 여러 실시예들은 또한, 환자 특성 해법(patient specific solution)을 만들기 위해 본래 위치에서 조립될 수 있는 모듈 성분의 "키트(kit)" 또는 시스템으로 형성될 수도 있다. 당업자가 이해할 수 있듯이, 영상 기술이 발전함에 따라, 그리고 영상을 해석하는 메카니즘(예컨대, 소프트웨어 툴)이 발전함에 따라, 이들 개념을 채용하는 환자 특성 구상이 수술에 앞서 구성 또는 제조될 수도 있다. 따라서, 미리 구성되는 일체로 형성되는 성분들을 갖춘 환자 특성 장치들을 제공하는 것은 본 발명의 범위에 속한다.

본 발명에 의해 가능한 구성과 같이, 구성가능한 모듈형 장치 구성은 상이한 크기의 범위에서 선택되며 모듈 장치 내부에 이용되는 개별을 성분을 고려한다. 크기의 일례는 다양한 길이의 꼬리측 스템 및 머리측 스템을 제공하는 것이다. 모듈형 이식 장치 구성은 마찬가지로 상이한 기능적 특성에 대해 선택되는 개별의 1 성분을 고려한다. 기능의 일례는 회전-방지 성능을 제공하도록 상이한 표면 형상 및/또는 조직을 갖는 스템을 제공하는 것이다. 상술한 바와 같은 본 발명의 모듈형 이식 장치의 구성가능성을 아래에 보다 상세히 설명한다.

본 발명의 이식 장치는 특정 해부학 또는 원하는 외과수술 결과에 부합되도록 생성된 이식가능한 척추 장치가 선택되고 위치되도록 구성가능하다. 본 발명의 실시예들의 적응가능한 양상은 이식 또는 교정 과정 동안 일대일 맞춤 선택을 의사에게 제공한다. 본 발명의 장치의 시스템의 적응성은 원하는 해부학적 배향 또는 외과수술 결과에 최적의 부합성을 보장하기 위해 이식 과정 동안 성분의 조절을 또한 제공하는 것이다. 본 발명의 적응성 모듈 장치는 다양한 성분-대-성분 관계의 조절을 고려한다. 성분-대-성분 관계의 일례는 크로스바아 장착부와 크로스바아 사이의 회전 각도 관계이다. 상술한 바와 같은 본 발명의 모듈형 장치의 적응성의 다른 실례를 아래에 보다 상세히 설명한다. 구성가능성은 다른 성분 크기 선택과 함께 "맞춤형 끼워맞춤(custom fit)" 이식 장치가 되는 특정 크기의 성분의 선택으로서 고려될 수 있다. 이때, 적가능성은 개별 환자의 이식 및 조절을 미세 조율하는 것과 같은 방식으로 위치의 범위 내에서의 개별 성분의 이식 및 조절이라 할 수 있다. 최종의 결과는 본 발명의 모듈형이고, 구성가능하며, 적응가능한 척추 장치 및 시스템의 실시예들은 의사가 실제 외과치료 절차 동안 환자의 특정한 요구를 맞추기 위해 장치의 여러 성분들 사이의 관계, 크기 배향을 변경할 수 있게 한다.

본 발명의 구성가능성, 적응가능성 및 작동 양상을 이해하기 위해서는 인체(50)의 해부학적 기준을 이해하는 것이 도움이 되며, 이러한 해부학적 기준에 대하여 장치의 위치 및 작동과 그 성분들이 기술된다. 인체와 인체 내의 구조를 설명하기 위해 해부학에서 일반적으로 사용되는 3개의 해부학적 평면이 존재하는데, 즉 축상면(axial plane; 52), 시상(矢狀)면(sagittal plane; 54), 관상면(coronal plane; 56)이 존재한다(도 5 참조). 또한, 장치들 및 이들 장치의 작동은 꼬리측 방향(60) 및/또는 머리측 방향(62)과 관련하여 보다 잘 이해된다. 인체 내에 위치되는 장치들은 장치의 위치 또는 작동이 인체의 등 또는 후방을 향하도록 등부분(70)(또는 후방부분)에 위치될 수 있다. 대안으로, 장치들은 장치의 위치 또는 작동이

인체의 전방을 향하도록 복부(72)에 위치될 수 있다. 본 발명의 척추 장치 및 시스템의 여러 실시예들은 단일의 해부학적 평면에 대해 또는 2 이상의 해부학적 평면에 대해 구성가능하며 변화가능하다. 예컨대, 성분들이 단일 평면 내에 놓이며 이 단일 평면에 관해 적응성 또는 작동성을 갖는 것으로서 기술될 수 있다. 예컨대, 스템은 축방향 평면에 관해 원하는 위치에 위치될 수 있으며 위치들의 범위 내에서 또는 다수의 적응가능한 위치 사이에서 이동가능하다. 유사하게, 여러 성분들은 상이한 환자 크기 및/또는 예상되는 로드를 수용하기 위해 상이한 크기들 및/또는 형상을 병합시킬 수 있다.

도 6A는 시상면 내에 위치하는, 측면에서 바라 본 (시스파인 코아퍼레이션(Seaspine corporation)으로부터 상업적으로 이용가능한 척추 융합 로드 및 스크류 시스템과 같은) 척추 융합 임플란트(spinal fusion implant; 100)를 구비하는 척추(10)의 일부분을 나타내는 도면이다. 이 척추 융합 임플란트(100)는 척추체(14)를 관통하는 뼈 나사와 같은, 하나 이상의 앵커(anchor; 120)에 의해 척추(10)에 고정된다. 이 앵커(120)는 부착 메카니즘(115)을 통해 로드(110)에 고정된다. 도 6B는 척추 융합 임플란트(100)를 갖는 척추(10)의 일부분의 후방도이다. 이 척추 융합 임플란트(100)는 한 쌍의 로드(110, 110')를 구비하며, 이들 로드(110, 110')는 부착 메카니즘(115)에 의해 로드(110, 110')에 고정되는 하나 이상의 앵커(120)(도 9에 도시됨)에 의해 척추(10)에 고정된다.

본 발명의 범위를 벗어나지 않는 다른 척추 고정 시스템을 사용할 수도 있다. 예컨대, 로드 대신에 척추를 안정화시키기 위해 케이블을 사용하는 시스템을 사용할 수 있다. 또한, 척추에 관해 전방으로, 후방으로 그리고 측면으로 위치되는 척추 고정 시스템과 조합되어 사용될 수 있는 장치도 고려된다.

도 7A는 본 발명의 일 실시예에 따른 고정가능한 관절면 대체 장치(200)의 후방도이다. 이러한 관절면 대체 장치(200)는 크로스바(205), 한 쌍의 머리측 아암부(arm; 220, 220') 및 한 쌍의 커넥터(230, 230')를 포함한다. 예시적인 실시예에서, 척추체의 관절면(30, 31)은 꼬리측 장치(250)와 상호작용하면서 머리측 아암부(220, 220')를 크로스바(205)에 결합시키는 적응가능한 크로스바 장착부(276), 머리측 아암부(220, 220') 및 크로스바(205)의 협력 작용에 의해 대체된다. 머리측 이식 장치(200)의 성분들은 주어진 질병 상태, 환자 특성 해부학, 및 이식이 발생하는 척추 레벨에 대해 적절한 구성가능성 및 적응가능성을 제공하도록 구성된다.

크로스바(205)는 제1 단부(210) 및 제2 단부(215)를 구비한다. 이 크로스바(205)는 제1 단부(210)가 나사산을 갖는 슛나사 부분(도시 안됨)에 부착되는 2 개의 바(210)로 형성될 수 있다. 이 크로스바의 제2 단부(215)는 슛나사의 나사산을 수용하기 위한 크기의 암나사 부분에 부착될 수 있다. 나사산 단부는 크로스바의 폭이 꼬리측 베어링(250) 사이의 폭과 부합되도록 조정되는 것을 참작하는 것을 고려한다. 크로스바(205)의 추가의 대안의 실시예들은, 당업자가 이해할 수 있듯이, 폭 및/또는 두께가 변화되는 일련의 고체 크로스바, 또는 (스프링-하중식 인장기 또는 정지 메카니즘 등과 같은) 로킹(locking) 또는 바이어싱(biasing) 메카니즘의 일부 형태를 갖는 조절식 크로스바를 포함할 수 있다. 또한, 대안의 실시예에서, 제1 단부(210)는 본 발명의 범위에서 벗어나지 않고 크로스바(205)의 암나사 부분 내에 끼워 맞추어 지는 (암나사 부분 대신) 슛나사 부분을 가지도록 구성될 수 있다.

본 발명의 고정가능하고, 적응가능하며 이식가능한 장치(200)의 예시적인 실시예에는 또한 한 쌍의 머리측 아암부(220)가 도시된다. 각각의 머리측 아암부(220, 220')는 크로스바(205)에 연결되도록 구성되는 단부(240, 240') 및 뼈 맞물림 단부(225, 225')를 포함한다. 크로스바(205)와 맞물리도록 구성되는 꼬리측 단부(240)는 아암부(245) 및 엘보우부(elbow; 247)를 포함한다. 꼬리측 단부(240)는 크로스바 장착부(276)를 사용하여 크로스바에 부착된다. 뼈 맞물림 머리측 단부(225)는 머리측 스템(230) 및 말단 팁(distal tip; 235)을 포함한다. 머리측 스템(230) 및 말단 팁(235)은 나사산을 가지거나, 그렇지 않으면 뼈와 맞물리도록 구성된다. 대안으로, 말단 팁(235)은 머리측 스템(230)과 동일 또는 상이한 물질로 형성되어 머리측 스템(230)과 일체로 형성될 수 있다. 머리측 스템(230)의 표면은 예컨대 내부 뼈 성장을 돕거나 촉진시키는 직조면(textured surface) 또는 임의의 다른 변경된 표면일 수 있다.

크로스바 장착부(275)는 크로스바(205)에 머리측 보철물 요소(220)를 연결시키기 위한 연결 구성이다. 도시된 실시예에서, 크로스바 장착부(275)는 머리측 아암 맞물림부(272), 크로스바 맞물림부(274) 및 고정 요소(276)를 포함한다. 크로스바 장착부(275)의 실시예들은 머리측 보철물 요소(220)와 크로스바(205) 사이의 적응성과 크로스바 단부(10, 215) 및 꼬리측 보철물(250)의 로딩 특성을 제공한다.

본 발명의 구성가능하고 적응가능한 안정화 장치(200)의 예시적인 실시예에는 한 쌍의 꼬리측 베어링 요소(250)가 또한 도시된다. 꼬리측 베어링 요소(250) 각각은 꼬리측 컵(caudal cup; 251)을 포함한다. 이 꼬리측 컵(251)은 꼬리측 스템 헤드 맞물림 표면과 맞물리는 표면 및 크로스바 단부를 수용하도록 구성되는 표면(255)을 포함한다. 부착 또는 연결 메카니즘(115) 아래에서 척추 임플란트(100)의 로드(110, 110')에 이식 장치(200)를 연결하기 위해 꼬리측 커넥터(230, 230')가 제공된다. 클램핑 메카니즘(230)은 로드(110, 110') 또는 연결 메카니즘(115)을 포함한, 척추 임플란트(100)의 여러 부

분들에 부착될 수 있다. 횡-커넥터 및/또는 측방향 로드 커넥터(도시 안됨), 또는 이들의 조합체를 포함한, 척추 임플란트(100)의 모두 또는 일부분에 부착될 수 있는 다른 장치들이 제공될 수 있다. 클램핑 메카니즘(230, 230')은 또한 볼트와 같은 추가의 연결 메카니즘(231)을 제공함으로써 척추 융합 임플란트(100) 상에 로킹되도록 구성될 수 있다.

도 7B는 이식 장치(200)의 측면도이며, 도 7C는 이식 장치(200)의 사시도이다. 일부의 경우에, 당업자에 의해 이해되듯이, 이러한 이식 장치는 단일의 머리측 아암에 의해 기능하도록 구성되어, 3-점(point) 고정 메카니즘을 참작하며, 이 고정 메카니즘은 차례로 척추 융합 장치에 연결된다. 3-점 고정 구성이 사용되면, 뼈 맞물림 단부(220)로부터 시상면(54)의 수직 길이를 따라 척추의 중심선을 가로질러 크로스바아 맞물림 단부(240)로 머리측 아암(220)이 크로스바아(205)에 연결될 수 있다. 본 발명의 범위에서 벗어나지 않는 다른 부착 메카니즘이 제공될 수 있다.

도 8A는 본 발명의 대안의 실시예에 따른 고정식 관절면 대체 장치(300)의 배후도이다. 이 고정식 관절면 대체 장치(300)는 크로스바아(305), 한 쌍의 머리측 아암부(320, 320') 및 한 쌍의 머리측 커넥터(230, 230')를 포함한다. 예시적인 실시예에서, 척추체의 관절면(30, 31)은 꼬리측 장치(350)와 상호작용하면서, 임플란트에 관절면 대체 장치를 결합시키기 위해 머리측 아암부(320, 320')를 크로스바아(305)에 결합시키는 적응가능한 크로스바아 장착부(275), 머리측 아암부(320, 320') 및 크로스바아(305)의 협력 작용에 의해 대체된다. 머리측 이식 장치(300)의 성분들은 주어진 질병 상태, 환자 특성 해부학, 및 이식이 발생하는 척추 레벨에 대해 적절한 구성가능성 및 적응가능성을 제공하도록 구성된다.

크로스바아(305)는 제1 단부(310) 및 제2 단부(315)를 구비한다. 이 크로스바아(305)는 제1 단부(310)가 나사산을 갖는 슛나사 부분(도시 안됨)에 부착되는 2 개의 바아로 형성될 수 있다. 이 크로스바아의 제2 단부(315)는 슛나사의 나사산을 수용하기 위한 크기의 암나사 부분에 부착될 수 있다. 나사산 단부는 크로스바아의 폭이 꼬리측 베어링(350) 사이의 폭과 부합되도록 조정되는 것을 참작하는 것을 고려한다. 크로스바아(305)의 추가의 대안의 실시예들은, 당업자가 이해할 수 있듯이, 폭 및/또는 두께가 변화되는 일련의 고체 크로스바아, 또는 (스프링-하중식 인장기 또는 정지 메카니즘 등과 같은) 로킹(locking) 또는 바이어싱(biasing) 메카니즘의 일부 형태를 갖는 조절식 크로스바아를 포함할 수 있다. 또한, 대안의 실시예에서, 제1 단부(310)는 본 발명의 범위에서 벗어나지 않고 크로스바아(305)의 암나사 부분 내에 끼워 맞추어 지는 (암나사 부분 대신) 슛나사 부분을 가지도록 구성될 수 있다.

본 발명의 구성가능하고 적응가능한 안정화 장치(300)의 예시적인 실시예에는 한 쌍의 꼬리측 베어링 요소(350)가 또한 도시된다. 꼬리측 베어링 요소(350) 각각은 꼬리측 컵(351)을 포함한다. 이 꼬리측 컵(351)은 꼬리측 스템 헤드 맞물림 표면과 맞물리는 표면 및 크로스바아 단부를 수용하도록 구성되는 표면(355)을 포함한다. 고정 요소(360)는 꼬리측 스템(365) 및 말단 팀(370)을 포함한다. 대안으로, 말단 팀(370)은 꼬리측 스템(365)과 일체로 형성되며 꼬리측 스템(365)과 동일 또는 상이한 물질로 형성된다. 꼬리측 스템(365) 및 말단 팀(370)은 나사산을 가지거나 그렇지 않으면 맞물리도록 구성될 수 있다.

부착 또는 연결 메카니즘(115) 아래에서 척추 임플란트(100)의 로드(110, 110')에 이식 장치(300)를 연결하기 위해 꼬리측 커넥터(330, 330')가 제공된다. 클램핑 메카니즘(330)은 로드(110, 110') 또는 연결 메카니즘(115)을 포함한, 척추 임플란트(100)의 여러 부분들에 부착될 수 있다. 횡-커넥터 및/또는 측방향 로드 커넥터(도시 안됨), 또는 이들의 조합체를 포함한, 척추 임플란트(100)의 모두 또는 일부분에 부착될 수 있는 다른 장치들이 제공될 수 있다. 클램핑 메카니즘(330, 330')은 또한 볼트 또는 나사와 같은 추가의 연결 메카니즘(331)을 제공함으로써 척추 융합 임플란트(100) 상에 로킹되도록 구성될 수 있다.

도 8B는 이식 장치(300)의 측면도이며, 도 7C는 이식 장치(300)의 사시도이다. 도 7에 대해 상술한 변경예와 유사하게, 일부의 경우에, 당업자에 의해 이해되듯이, 이러한 이식 장치는 단일의 머리측 아암을 제공하도록 구성되어, 3-점 고정 메카니즘을 제공하며, 이 고정 메카니즘은 차례로 척추 융합 장치에 연결된다. 3-점 고정 구성이 사용되면, 척추 융합 맞물림 단부로부터 시상면(54)의 수직 길이를 따라 척추의 중심선을 가로질러 크로스-바아 맞물림 단부(340)로의 꼬리측 아암(320)이 크로스바아(305)에 연결될 수 있다.

도 8D는 타겟 조인트(target joint)에서 운동을 제공하기 위해 융합 시스템이 중심-길이가 역전된 융합 시스템에 사용하기에 적합한 이식 장치(300)를 도시한다. 이러한 이식 장치(300)는 각 단부 상에서 2개의 꼬리측 컵(350)과 맞물리는 크로스-바아(350)를 구비한다. (이식 장치(100)와 같은) 척추 고정 장치에 이식 장치를 연결하기 위해 꼬리측 아암(320, 320')이 제공된다. 제2 척추 고정 장치에 이식 장치를 연결하기 위해 머리측 커넥터(230, 230')가 제공된다. 이러한 이식 장치(300)는 꼬리측 방향 및 머리측 방향 모두에서 척추를 안정화시키는 2개의 이식된 장치 사이에 관절형 장치를 제공한다. 꼬리측 아암(320, 320')이든 머리측 커넥터(230, 230')든지 어느 하나가 로드(110), 앵커(120) 또는 부착 메카니즘(115)



을 따라 척추 융합 장치(100)와 맞물리도록 구성될 수 있다. 예컨대, 척추 융합 임프란트(100)와 맞물리는 나사를 수용하기 위한 개구를 제공하는 구성, 또는 예컨대 로드 둘레와 같은 융합 장치 둘레에 꼬리축 아암(320, 320') 또는 머리축 커넥터(230, 230')를 후크식으로 걸기 위한 구성을 제공하는 구성들이 포함될 수 있다.

도 9A, 도 9B 및 도 9C는 척추(10)의 일부분 상에 이식된 척추 융합 임프란트(100) 및 관절면 대체 장치(200)를 도시한다. 척추 융합 임프란트(100)는 관절면 대체 장치(200)에 관해 경사지게 도시되어 있다. 그러나, 당업자가 이해할 수 있듯이, 척추 융합 임프란트(100)의 배향은 원하는 대로 변경될 수 있다. 도시를 위해, 척추 융합 임프란트(100)의 고정 메카니즘은 본 발명의 불명확함을 피하고자 각 도시에서 생략되었다. 관절면 대체 장치(200)의 구성은 개방 외과 수술 과정 동안 이식될 수 있거나, 또는 보다 적은 침입성 및/또는 최소-침입성 수단을 통해 이식될 수 있다. 바람직한 실시예에서, 척추 융합 임프란트(100)의 여러 성분들은 경피적으로 전달될 수 있다. 또한, 도시된 여러 성분들이 추경 안으로 삽입될 수 있는 동안, 이들 성분들 및 이들의 변형예들은 추경, 판, 척추체, 또는 이들의 조합체에 이식 또는 고정될 수 있다. 도 10A, 도 10B 및 도 10C는 척추 안정화 및 관절면 기능 회복을 달성하기 위한 대안의 시스템(98)을 도시한다.

도 11A는 이식된 시스템의 배후도를 도시한다. 2개 이상의 척추가 척추 융합 임프란트(100)에 의해 안정화되며, 다음의 인접한 머리축 척추에 연결된 관절면이 관절면 대체 장치(200)로 부분적으로 또는 완전히 대체되는 한편, 다음의 인접한 꼬리축 척추에 연결된 관절면이 고정식 관절면 대체 장치(300)로 부분적으로 또는 완전히 대체된다. 도 11B는 이식된 시스템(97)의 측면도이며, 도 11C는 이식된 시스템(97)의 사시도를 도시한다. 당업자가 이해할 수 있듯이, 채용되는 척추 안정화 시스템(100)의 길이는 융합되는 척추의 개수에 따라 변화될 수 있다. 당업자가 이해할 수 있듯이, 관절과의 융합의 조합을 제공하기 위해 도 8D의 장치가 이식된 시스템(97)과 같은 시스템 내에 사용될 수 있다.

도 12는 본 발명의 실시예에서 전체로 또는 나뉘어서 사용가능한 여러 연결 부착 구성을 도시한다. 도 12A는 아암(404)에 연결된 베어링(402)을 구비하는 커넥터(400)를 도시한다. 이 커넥터(400)는 아암(404)을 슬리브(410)에 연결시키는 아암 홀더(406)를 구비한다. 도 12B에 도시된 커넥터는 후크(410) 내부에 척추체의 일부분을 위치시킴으로써 앞서 도시한 바와 같은 척추 임플란트가 척추(10)에 고정될 수 있게 한다. 이때, 척추 임플란트의 로드(110)(도 7 및 도 8에 도시됨)는 커넥터 부분(420)의 플랜지(418) 및 연장부(416)의 측면 부분(414) 사이에 형성된 개구(412)를 통해 측면으로 삽입될 수 있다. 이 로드(110)는 이후 U자형 채널(422)을 따라 축방향으로 배치될 수 있다. 패스너(도시 안됨)는 패스너의 하부 부분이 긴 로드(110)(도 6)와 맞물리게 하고 로드(110)를 U자형 채널(422)의 바닥에 대해 조여서 가압시키는 플랜지(418, 418')의 나사산과의 나선결합 맞물림으로, 축방향 부분(424)을 따라 연장부(416)의 측면 부분(414)을 통해 나선 결합될 수 있다. 도 12C는 본 발명과 함께 사용하기에 적합한 다른 내부 고정 장치를 도시한다. 이 내부 고정 장치(430)는 고정 로드(110, 110')에 고정되며 축(436)을 갖는 나사 장치(434)를 구비한 후크(432)를 포함한다. 이 후크(432)는 실제 후크 요소(438), 및 척추의 일부분을 파지하는 새클 요소(shackle element; 440)를 구비한다. 이 새클 요소(440)는 고정 로드(110)와 후크(432)를 서로에 대해 고정시키는데 사용된다. 새클 요소(440)는 홈 바닥(442)을 갖는 홈(groove)을 형성하며, 이 홈 바닥(442)에 대항해서 고정 로드(110, 110')가 지지되며, 2개의 측벽(444, 444')이 홈 바닥(442)에 이어진다. 새클 요소(440)의 2개의 측벽(444, 444')은 축(436)을 갖는 나사 장치에 의해 함께 클램핑되며, 이 나사 장치에 의해 고정 로드(110, 110')가 새클 요소(440) 내에 수용되는 영역을 갖는 위치에 클램핑될 수 있다.

도 12D는 본 발명과 함께 사용하기에 적합한 횡 커넥터(450)를 도시한다. 이 횡 커넥터(450)는 도시되지 않은 고정 부재에 의해 다수의 척추에 고정된, (또한 복수의 판을 포함할 수 있지만) 2개의 긴 척추 안정기(452, 452')와 결합한다. 횡 커넥터는 클램프(458, 458')에서 종결되는 단부 부분을 각각 구비하는 제1 부분(454) 및 제2 부분(456)을 구비하는 링크 조립체를 구비한다. 다양한 클램핑 구조물이 사용될 수 있다. 이들 다양한 클램핑 구조물은 동일하거나 상이할 수 있다. 예컨대, 하나의 측면 상의 클램프가 폐쇄될 수 있는 한편, 다른 맞은편의 클램프가 개방될 수 있다. 그러나, 클램프 각각은 각각의 로드를 수용하는 오목부(458, 458')를 포함하는 것이 바람직하다. 세트스크류(setscrew; 461)가 사용될 수 있으며 경사 영역(462, 462') 내에서 각각 종결되는 나선가공된 보어 내에 수용되고, 이 경사 영역(462, 462')은 오목부와 유지 접촉 상태로 로드를 경사지게 한다. 세트스크류의 종축선은 세트스크류가 오목부 안으로 로드를 경사지게 하도록 로드 수용 오목부의 종축선으로부터 오프셋된다. 이 세트스크류는 조이기 위한 내부 육각형, 또는 다른 적합한 토크 구동 수단을 포함할 수 있다. 이들 세트스크류가 조립될 때, 오목부(458, 460)는 모두 중심의 중간선을 향해 또는 서로를 향해 모두 개방된다. 이러한 배열은 로드(110) 상의 커넥터의 초기 위치를 위해 사용될 수 있다(도 6). 따라서, 이 커넥터 조립체는 로드 상에 위치할 수 있으며 길이에 대해 조여질 수 있다. 횡 커넥터의 제2 부재(456)는 보어(462)를 포함하며, 이 보어(462)는 제1 부분(454)의 클램프(458)로부터 외측으로 연장하는 연장 부분(464)을 수용한다. 이 연장부는 연결된 공간의 길이를 수축 또는 확장하기 위해 보어(462)의 내외로 이동될 수 있으며, 연장부(464)는 로드(110)의 종축선의 변화되는 상대각을 수용하기 위해 클램프의 로드 오목부들의 개구의 상대각을 변화시키기 위해 보어(462) 내에서 회전할 수 있다. 또한, 제1 부재 및 제2 부재(454, 456)는 연장부(464) 상의 플랜지형 단부(flanged end)와 같은 제한 메카니즘을 포함할 수 있다. 사용될 때, 이러한 플랜지형 단부는 수직 키홈(keyway) 안으로 삽입되며, 이러한 수직 키홈은 환형 플랜지의 직경 보다 다소 큰 확대된 개구를 갖는 제1 부재 내의 수직 슬롯이며 보다 큰 직경의 플랜지형 단부의 입구를 수용할 것이다. 키홈 내의

플랜지형 단부의 폭착된 이동을 고려하기 위해, 그리고 키홈(466)의 외부로의 이동에 대항한 제한을 고려하기 위해 키홈의 각 측면 상에 언더컷(undercut)이 제공될 수 있다. 수직의 슬롯형 영역은 연장부의 직경 보다 다소 넓다. 따라서, 수직 키홈(466)은 보어(462)를 향해 아래로 미끄러지면서 수직 키홈(466) 내에 플랜지형 단부를 구속한다. 연장부가 수직 키홈(466)의 단부에 도달하면, 연장부는 보어(462) 내부를 향해 이동될 수 있다.

도 12E는 나선가공된 나사 커넥터(470)를 갖춘 바아(bar; 110)를 도시한다. 로드(100)를 맞물리기 위해 중공 커넥터(472)가 제공된다. 패스너(474)는, 커넥터(470)가 뼈에 바아 또는 케이블(110)을 부착시킬 수 있도록 나사산(478)을 갖는 뼈 고정 볼트(476)를 피봇가능하게 연결시킨다.

도 12F는 장착 장치(480)의 사시도를 도시한다. 이러한 장착 장치(480)는 커넥터의 헤드(488)의 덕트(486)와 맞물림으로써 나사-너트 연결을 형성하도록 구성된 2개의 나사(484, 484')를 갖춘 커넥터(482)를 포함한다. 커넥터는 전방면 및 후방면을 포함하는 2개의 수직 평면(490)을 구비하며, 이들 전방면 및 후방면은 실질적으로 평행하며 커넥터의 전체 높이 위로 연속해서 연장한다. 이 커넥터는 또한 상술한 수직면(490)에 실질적으로 수직하며 서로 평행한 정상면 및 바닥면(492, 492')을 포함하는 2개의 수평면을 더 구비한다. 이 커넥터는 대체로 원통형 덕트(486)를 구비하는데, 이 원통형 덕트(486)는 전방면 및 수직면(490)과 평행하게 연장하며 이들 사이의 중간에 위치되고 그리고 정상면 및 바닥면(492, 492')에 수직하며, 이들 정상면 및 바닥면을 통해 외부로 개방된다. 이 커넥터는 덕트(486)의 축선을 중심으로 축방향으로 대칭이다. 이 커넥터는 전방면 및 후방면(490)과 수직하게 연장하는 커넥터의 2개의 측면(496)에서 정상면 및 바닥면(492, 492')과 대체로 평행하게 연장하는 2개의 슬롯(494, 494')을 구비한다. 각각의 슬롯(494, 494')은 대체로, 커넥터의 정상면(492)과 평행한 정상면(498)에 의해 형성되는 채널 섹션, 커넥터의 측면(496)과 평행한 웨브면(web face), 및 커넥터의 내부를 향해 약간 경사지는 한편 전방면 및 후방면(490)에 수직하게 연장하며 정상면(498)과 마주하는 바닥면(498')으로 이루어진다. 이러한 슬롯의 정상면(498)과 바닥면(498') 사이의 각도는 예컨대 2 내지 10°내에 있을 수 있다. 슬롯(494, 494')은, 아래에 설명하듯이, 크로스-부재(500)를 수용하기 위한 하우징을 형성하기 위해 이들 슬롯 사이로 연장하는 덕트(486)과 협력한다. 또한, 덕트(486)의 축선의 양측 상에서, 슬롯(494, 494')은 덕트(486)와 하우징이 사이로 연장하는 2개의 접합부를 형성한다. 접합부 위로 연장하는 커넥터의 일부분은 헤드(502)를 형성한다. 헤드(502) 상의 2개의 측면(496)은 덕트(486)와 공통축을 갖는 공통 실린더의 2개의 섹터와 같은 형상을 갖는다. 이 커넥터는 바닥면(498)과 접촉하고, 덕트(486)와 수직이며, 그리고 2개의 측면(496) 사이의 중간에 위치하는 바닥 원통형 표면(504)을 구비한다. 슬롯(494, 494')과 원통형 표면(504)은, 이들 사이에서, 2개의 접합부에 의해 헤드(502)에 각각 연결되는 2개의 턱부(jaw; 506, 506')를 형성한다. 각각의 접합부 상에서, 커넥터는 턱부(506, 506')로부터 멀어져서 헤드(502)를 향해 연장하는 노치(notch; 508)를 구비한다. 덕트(486)의 직경은 커넥터의 나머지에서 보다 헤드(502) 내에서 보다 작다. 헤드(502) 내부에서, 덕트(486)는 나사산을 갖는다.

장착 장치는 각자의 커넥터의 헤드(502)의 덕트(486) 내에 맞물림으로써 나사-너트 연결을 각각 형성하도록 구성되는 2개의 나사(484)를 구비한다. 각각의 나사(484)는 덕트(486) 내에 수용되는 나사(484)를 회전시키기 위해 육각형 키(key)를 수용하기 위한 육각형 소켓(510)을 구비한다. 이 장착 장치는 환자의 등뼈를 따라 연장하는 2개의 직선형 종방향 로드(512, 512')를 구비하는데, 이들 종방향 로드 각각은 종래 기술을 상요하여 고정 부재에 의해 척추에 고정된다. 이들 2개의 로드(512, 512')는 통상적으로 턱부 사이에서 원통형 표면(504)과 동일한 직경을 가지는 것과 같은 원형 형상을 갖는다. 이 턱부(506, 506')는 로드와 표면-대-표면 접촉을 이루도록 구성된다. 턱부의 원통형 표면(504)은 총 크기가 180°를 초과하는 원호 위로 함께 연장하며 그 위에 스냅식-결합됨으로써 로드(512, 512') 상에 턱부(506, 506')가 맞물리게 하도록 커넥터의 물질의 물성의 함수로서 선택된다. 턱부의 원통형 표면(504)은 커넥터(482)의 바닥면(492')을 넘어 연장하는 형상적 외형선을 제시한다. 따라서, 로드(512, 512')가 턱부(506, 506') 사이에 맞물릴 때, 로드는 방사상으로 턱부를 넘어 돌출한다. 결국, 장착 장치는 하우징 내부에 수용되며 커넥터(482)를 통해 곧바로 지나도록 구성되는 대체로 직사각형 섹션의 직선형 크로스-부재(514)를 구비한다.

도 12G는 다른 연결 시스템(520)을 도시한다. 로드(110)는 뼈에 연결 시스템(520)을 고정시키기 위해 고정 다웰(anchorng dowel; 526)에 부착되는 피봇가능한 헤드(524) 내의 구멍(522)을 통해 수용된다.

도 12H에서, 위치설정 및 로킹 장치(530)는 개방된 표면을 구비하는 하부 턱부 부재(534) 및 상부 턱부 부재(532)로 이루어지는데, 이들 상부 턱부 부재(532) 및 하부 턱부 부재(534)는 반대 단부에 개구(538)를 남기면서, 하나가 다른 하나에 대해 위치되고 피봇될 수 있는 조립체 노치(536)를 구비하도록 기계가공된다. 부싱 또는 중공 샤프트(540)는 파지하는 턱부 개구에 대해, 직각으로 2개의 턱부(532, 534)를 통과한 후 턱부의 맞은편을 통과한다. 부싱(540)의 상부 부분(542)은 이 상부 부분(542)으로부터 출발하며 그 길이 아래로 약 절반에서 종결하도록 부싱의 축선의 방향으로 뺀 슬롯(544)을 갖는 원추대의 형상을 갖는다. 부싱(540)의 하부 부분은 도면부호 546에서 나선가공되며 너트(548) 안으로 나사결합되는데, 이 너트(548)는 2개의 턱부(532, 534)를 함께 클램핑한다. 스테이플(staple; 550) 또는 굽은 와이어 형태의 스프링은 또한 맞은편 상에서 파지형 턱부의 개구까지 턱부(532, 534)의 각자 내에 각각 형성된 홈(552) 내부에 보유된다. 상부 턱

부(532)는 부상(540)을 수용하기 위해 그 상부 부분 내에 원추형 오목부 및 원통형 보어를 구비하며, 하부 턱부(534)는 특히 회전에 대항해서 제 위치에 부상(540)을 유지시키는 역할을 하도록 2개의 마주하는 평면을 구비하는 보어를 갖추었는데, 이들 평면은 도면에 도시되지 않았다. 부상(540)은 나선가공된 하부 부분(546)에서 보다 작은 직경을 가질 수 있으며, 턱부에 관해 부상(540)이 회전하는 것을 방지하고 너트가 로킹될 수 있도록 하부 턱부(534) 상의 평면과 맞물리는, 도시되지 않은) 2개의 마주하는 평면을 그 중심 부분에 구비한다. 턱부(534, 536)의 보어와 부상(540) 사이에는, 턱부 장치(530)가 조이는 작동을 하기 전에 스테이플 스프링(550)의 표면에 대항해서 외측으로 피봇될 수 있게 하는 간극이 존재한다. 이러한 간극은 예컨대, 턱부 장치(530)가 따라가며 미끄러져서 위치가 변하는 로드 또는 후크 상에서 각각의 턱부의 표면 사이에 요소를 클리핑하기에 바로 충분하게 턱부(532, 534)가 떨어져 있게 한다. 로드(110)는 부상(540) 안으로 삽입되며, 너트(548)가 상부 턱부(532)의 원추형 오목부 안으로 아래로 부상을 단단히 잡아 당길 때 내측으로 변형되는 부상(540)의 상부 부분의 원추형 위치의 클램프 작용에 의해 제 위치에 로킹된다. 이것은 부상(540)의 상부 부분이 슬롯(544)의 영역 내에 내측으로 변형하게 한다. 조립체를 조이는 최종 작업 이전에 장치의 모든 요소의 상대 위치를 조절할 수 있도록 이러한 로드(110)는 구체적인 조립 위치 내에 고정된 채로 유지될 수 있다.

도 12I는 핀 커넥터(552)와 커넥팅 로드(110) 사이의 접합부를 나타내기 위해 일부분이 절개된 구축된 클램프(550)의 사시도이다. 볼트(554)를 조이면, 클램프 바디(560)의 말단 외부면에 대항해서 핀(556)을 잡아 당긴다. 이러한 작동은 클램프에 대항해서 핀을 팽팽히 쥘다. 또한, 핀(556)은 커넥터(552)에 대해 축방향으로 이동되는 것이 방지된다. 볼트(554)를 추가로 조이면, 커넥터(552)의 로드-맞물림면(580)을 커넥팅 로드(110)와 맞물림 상태로 잡아 당긴다. 이러한 간섭은 조여진 클램프(550)의 임의의 이동을 추가로 방지하는 다수의 효과를 갖는다. 첫째로, 로드-맞물림면(580)과 로드(110)의 다른 표면 사이의 마찰은 핀 커넥터(552)의 임의의 회전을 추가로 방지한다. 또한, 이러한 접합부에서 핀 커넥터에 의해 작용하는 힘은 화살표 방향(b)으로 로드(110)를 밀어낸다. 이것은 로드(110)가, 커넥팅 로드(110)를 따라 미끄러지거나 또는 그 둘레로 클램프 바디가 회전하는 것을 방지하면서 커넥팅 로드(110)와 클램프 바디(560) 사이의 양호한 강성 기계적 접합을 제공하며 슬롯(584)의 후방벽(582)에 대해 위치하게 하는 것을 보장한다. 이 클램프 바디(560)는, 볼트(554)가 조여질 때, 커넥팅 로드(110)에 대해 폐쇄되거나 또는 커넥팅 로드(110)에 대해 실질적으로 압착하지 않는다. 로드-맞물림면과 로드(110) 사이의 간섭은 단지 로드(110)와 클램프(550) 사이의 이동을 방지하는 것이다.

도 12J는 고정 샤프트(578)의 샤프트(576)과 맞물리기 위한 암나사산(574)을 갖는 나선가공된 너트(572)를 구비하는 부착 메카니즘(570)을 도시한다. 이러한 나선가공된 너트(572)는 로드(110)와 맞물리기 위한 클램프(580)를 구비한다. 클램프(580)는 조절가능한 구멍(582)을 형성한다. 이 구멍(582)은 패스너(584)를 조임으로써 조절된다.

도 12K는 본 발명과 함께 사용하기에 적합한 뼈 볼트(590)를 도시한다. 이 뼈 볼트(590)는 종축선(L2)을 갖는 척추 이식 로드(594)에 부착되어 있는 것으로 도시된다. 클램프(592)는 클램프 볼트(596), 아암(598), 로드 인터페이스 와셔(600), 세트 스크류(602) 및 너트(604)를 포함한다. 클램프 볼트(596)는 로드(594)를 수용하기 위한 구멍(606)을 구비하며, 이 구멍(606)은 로드(594) 둘레에서 밀폐된 것으로 도시되지만, 그럼에도 불구하고, 클램프(592) 안으로 로드(594)의 상부-로딩을 허용하기 위해 측면-개방형 구멍이 사용될 수도 있음을 이해할 것이다. 세트 스크류(602)는, 세트 스크류(602)가 로드(594)를 밀어 낼 수 있게 하기 위해 나선가공된 개구(608)을 통해 클램프 볼트(596) 내의 구멍(606) 안으로 삽입된다. 아암(598)은 뼈 볼트(590)를 수용하기 위한 보어(610)를 구비한다. 아암(598)은 세트 스크류(602)가 로드(594)에 대해 조여질 때와 동시에 클램프(592)에 조여진다. 세트 스크류(602)가 로드(594)를 밀면, 로드(594)는 로드 인터페이스 와셔(600)를 밀고, 이로써 이 로드 인터페이스 와셔(600)와 멈추개(612) 사이에 아암(598)을 꼭 쥘다. 이러한 방식으로, 세트 스크류(602)는 클램프(592)를 단단히 조이고 로드(594)로의 아암(598)의 실질적인 고정을 달성하는 압축 부재로서 작용한다.

도 12L은 본 발명에 사용하기에 적합한 패스너(620)를 도시한다. 이 패스너(620)는 로드(110)(도시 안됨)를 수용하기 위한 구멍(622)을 구비하며 로드(110)와의 맞물림을 용이하게 하기 위해 구멍(622)의 직경이 증가 및 감소될 수 있도록 채용된다. 로드를 수용한 구멍(622)을 감소시키기 위해 제2 구멍(626)을 통해 소통하도록 볼트(624)가 제공된다.

도 12M은 각도 부재(636) 및 로드(110)가 안으로 연장하는 대체로 직사각형의 리테이너 블록(634) 및 세트 스크류(632)를 포함하는 리테이너 조립체(630)를 도시한다. 리테이너 블록(634)은 로드(110)를 수용하는 로드 통로(638)를 구비한다. 로드(110)(도시 안됨)는 실질적으로 원형의 횡단면을 가질 수 있지만; 6각형 또는 타원형의 횡단면과 같은 여러 다른 횡단면을 갖는 로드(110)가 로드 통로(638)에 대한 대응하는 변형체와 함께 사용될 수 있다. 리테이너 블록(634)은 또한 각도 부재(636)의 내단부 부분(642)을 수용하고 로드 통로(638)와 소통하는 가로 통로(640)를 포함한다. 가로 통로(640)는 각도 부재(636)의 내단부 부분(642)으로부터 방사상 외측으로 돌출하는 유사하게 형상화된 유지면 또는 치형부(640)와 맞물리는 복수의 짝맞춤면(mating surface; 644)을 포함한다. 내단부 부분(642) 상의 치형부(648)와 블록(634) 상의 짝맞춤면

(644) 사이의 틈니형 맞물림(meshing engagement)은 내단부 부분(642)의 종방향 중심 축선(650)을 중심으로 한 각도 부재(636)의 회전 이동을 방지한다. 리테이너 블록(634) 상에 형성된 유사하게 형상화된 유지면을 수용하기 위해 여러 형상의 짝맞춤면이 가로 통로(640) 내에 형성될 수 있음을 이해한다.

도 12N은 다른 부착 메카니즘(660)을 도시한다. 척추에 부착되는 집게(662)는 마주하는 오목면을 갖는 2개의 만곡된 집게발로 형성되는데, 이들 집게발 중 하나의 집게발(664)은 집게의 바디(666)의 일부분을 형성하고 다른 하나의 집게발(668)은 독립적이며, 원통형 측방향 연장부(610)는, 집게(662)의 바디(666)를 통해 밀착되어 통과할 때, 고정되는 척추의 영역의 형상 및 크기에 2개의 집게발의 상대 위치를 적응시키도록 집게의 바디가 측방향 또는 회전 변위를 이루게 한다. 이동형 집게발(668)을 적절한 위치에 고정시키기 위한 구속 나사(670)와, 척추의 측방향 변위를 위해 오리피스(679)를 통해 와이어(678)를 팽팽하게 하는 집게-바아 커넥터(676)의 연결 연장부의 삽입을 유지시키기 위한 다른 구속 나사(672)가 배치된다.

도 12O는 또 다른 부착 메카니즘(680)을 도시한다. 적절한 구멍(686)을 구비하는 클램핑 메카니즘(684)을 갖춘 크로스바(682)가 제공된다. 적절한 구멍(686)은 나사(688)를 조절함으로써 조절가능하다. 구멍(686)은 예컨대 로드(110)를 수용하도록 구성된다.

도 12P는 대안의 메카니즘(640)을 도시한다. 한 쌍의 평행 로드(642, 642')가 제공된다. 제1 평행 로드(642)는 제2 평행 로드(642')용 커넥터(644)와 일체로 구성된다. 제2 평행 로드(642')는 커넥터(644) 상의 구멍(646)을 통해 공급될 수 있다. 구멍(646) 내에 제2 너트(642')를 고정시키기 위한 너트(648)가 제공된다.

도 12Q는 크로스바(772)에 연결된 로드(110)를 구비하는 커넥터(770)를 도시한다. 이 로드(110)는 구멍(774)을 통해 고정된다. 로드(110)를 고정하기 위한 너트(776)가 제공된다.

도 12R은 본 발명과 함께 사용하기에 적합한 커넥터 조립체(780)의 사시도, 단부도 및 평면도를 도시한다. 이 커넥터 조립체(780)는 종축선을 갖는 척추 앵커의 샤프트에 종축선(L1)을 갖는 척추 임플란트 로드(110)를 부착시킨다. 커넥터 조립체(780)는 볼트(782), U자형 갈고리(784), 로드 인터페이스 와셔(786), 및 세트 스크류(788)를 포함한다. 볼트(782)는 척추 임플란트 시스템 내에 로드(110)를 수용하기 위한 구멍(790)을 구비한다. 폐쇄된 구멍을 도시하지만, 커넥터 로드의 상부 로딩을 허용하기 위해 측면-개방된 구멍도 사용될 수 있음을 이해할 것이다. 이 세트 스크류(786)는 볼트(786) 내의 나선가공된 개구(792)를 통해 개구(790) 안으로 삽입되어 세트 스크류(786)가 로드(110)에 대항해서 밀게 한다. U자형 갈고리(784)는 척추 앵커 또는 볼트(B)를 수용하기 위해 보어(794)를 갖는 U자형 부재이며, 세트 스크류(788)가 로드(A)에 대항해서 조여질 때와 동시에 조여진다. 샤프트(B)는 울퉁불퉁할 수 있으며, U자형 갈고리(784)의 내부는 부품들 사이의 마찰을 증가시키도록 대응하여 울퉁불퉁할 수 있다. 세트 스크류(788)가 로드(A)를 밀면, 로드(A)는 로드 인터페이스 와셔(786)를 밀어낸다. 이러한 힘은 로드 인터페이스 와셔(786)와 멈추개(800) 사이에 U자형 갈고리(784)의 단부(796, 798)를 끼우게 하며, 이것은 로드 인터페이스 와셔(786)와 멈추개(790) 사이에 U자형 갈고리(784)를 조인다.

도 12S는 본 발명에 적합한 복수축 커넥터(700)를 도시한다. 이 커넥터(700)는 고정 나사(708)의 제2 나선 부분(706)을 수용하도록 구성된 보어(704)로서 관통된 제1 연결 요소(702), 환형 트랙(716)에서 보어(710) 내부에 출현하도록 보어(704)를 통과하는 슬롯(714) 및 구형 외형을 갖는 환형 트랙(712)을 그 내부 부분에 포함하는 다른 보어(710), 및 특정 각도 위치에 링크 로드(729)를 제시하기 위해 그리고 제1 및 제2 요소의 피벗 중심에 관해 링크 로드를 측방향으로 오프셋시키기 위해 서로에 대해 피벗 이동할 수 있도록 제1 및 제2 요소가 함께 연결될 수 있게 하는 볼 조인트를 형성하는 링크 수단(728) 및 병진 이동으로 로드를 로킹시키기 위한 클램핑 나사(720)와 협력하는 나선가공된 구멍(724)의 라이닝 로드(722)를 수용하도록 구성된 보어(720)에 의해 통공된 제2 연결 요소(718)를 포함한다.

도 12T는 종방향 부재(732) 및 하우징(734)을 갖는 연결 조립체(730)를 도시한다. 종방향 부재(732)는 예컨대 척추 시스템 내에 로드(110)를 수용하기 위한 구멍(736)을 구비한다. 로드의 상부 로딩을 가능하게 하기 위해 측면 개방된 구멍들이 사용될 수 있다. 세트 스크류(740)와 소통하기 위해 나선가공된 개구(738)가 제공된다. 하우징(734)은 척추 앵커의 샤프트 또는 샹크(shank)를 수용하기 위한 통로(742)를 구비한다.

도 12U는 오프 커넥터 또는 스핀들과 함께 사용되는 연결 조립체(750)를 도시한다. 이 연결 조립체(750)는 뼈에 연결하기 위해 구멍 나선가공된 볼트(752)를 구비한다. 이 펜스 볼트(fence bolt; 752)는 앵커(756)의 구멍(754) 내부에 끼워맞추어진다. 크로스 부재(758)는 로드 홀더(760)에 앵커(756)를 연결시킨다. 로드(110)는 로드 홀더의 구멍(762) 내부에 끼워맞추어진다. 구멍 내에 로드의 위치를 고정시키기 위해 세트 스크류(764)가 제공된다 앵커(756)의 구멍(754) 내부에 펜스 볼트(752)의 위치를 고정시키기 위해 제2 세트 스크류(766)가 제공된다.

본 발명에 사용하기에 적합한 다양한 커넥터들은, 예컨대, 미국특허공보 제6,231,575호, 미국특허공보 제6,309,391호, 미국특허공보 제6,340,361호, 미국특허공보 제6,342,054호, 미국특허공보 제6,368,320호, 미국특허공보 제6,749,361호; 미국특허공개공보 제2002-0049446, 미국특허공개공보 제2002-0042613, 미국특허공개공보 제2002-0013585호 미국특허공개공보 제2002-0013588호 미국특허공개공보 제2002-0082601호; 유럽특허 제1205152호, 유럽특허 제 1103226호; 국제특허출원공개 제 WO 01/30248호, 국제특허출원공개 제 WO 02/34150호, 국제특허출원공개 제 WO 01/67972호, 국제특허출원공개 제 WO 02/02024호, 국제특허출원공개 제 WO 01/06939호, 국제특허출원공개 제 WO 02/24149호에 개시된 커넥터들을 포함한다.

도 13을 다시 참조하면, 방법을 나타내는 흐름도가 도시된다. 처음에, 척추의 목표 위치에 접근하기 위해 절개를 실행한다(800). 이해할 수 있듯이, 본 발명의 이러한 장치는 로드 및 나사와 같은 척추 융합 장치의 이식과 동시에 또는 연속하는 과정으로 이식될 수 있다. 본 장치들이 척추 융합 장치와 동시에 이식된다면, 의사는 척추 융합 장치의 이식을 우선 진행할 것이다(801). 대안으로, 척추 융합 장치가 이미 이식되었다면(예컨대, 이러한 과정이 종래의 의료 과정을 변경한다면), 의사는 절개를 실행한 후(800) 바로 이식된 융합 장치에 접근한다(802). 따라서, 의사는 이식된 척추 융합 장치와 함께 사용하기 위해 하나 이상의 인접 레벨 관절성형 장치를 선택할 수 있다. 인접 레벨 관절성형 장치를 일단 선택하면, 이 장치들을 이식한다(806). 당업자가 이해할 수 있듯이, 채용되는 구성의 모듈성(modularity)으로 인해, 의사는 제1 인접 레벨 관절성형 장치를 선택하고, 이를 척추 융합 장치와 연관시켜 이식한 후, 예컨대 장치의 적합성의 제 위치 외관 또는 경험에 근거하여 상이한 장치를 선택한다. 또한, 인접 레벨 관절성형 장치의 연결을 조절을 본 발명의 범위에서 벗어나지 않고 실행할 수 있다. 의사가 일단 이러한 선택을 만족하면, 절개부위를 봉합한다(808).

도 14는 부분 또는 전체의 본래 이동에, 이미-융합된 기능성 척추 유닛의 변경에 특히 상당히 적합한, 본 발명의 방법의 대안의 실시예의 흐름도를 도시한다. 처음에, 척추의 목표 위치에 접근하기 위해 절개를 실시한다(900). 이 때에 또는 이전 과정 동안에 척추 융합 장치를 이식할 수 있다(901). 상술한 바와 같이, 이러한 과정은 다음의 과정에 상당히 적합하다. 따라서, 의사는 현존 척추 융합 기구의 성분을 제거 및/또는 변경할 수 있다. 제거 및/또는 변경은 로드와 같은 개별의 융합 성분의 절단을 포함한다. 필요하다면, 의사는 추간판 공간에 접근할 수 있어서(903), 추간판 공간을 가로질러 임의의 관절 고정을 분리시키고 임의의 융합 케이지 및/또는 다른 연관된 척추간 융합 장치(척추간 스페이서 및/또는 동역학적 안정화 장치를 포함함)를 제거한다(904). 필요하다면, 의사는 인공 디스크 또는 핵 대체물을 이식할 수 있다(905). 의사는 척추 융합 기구의 나머지 성분과 함께 사용하기 위해 하나 이상의 인접 레벨 관절성형 장치(906)를 선택할 수 있다(906). 장치들을 일단 선택하면(906), 이들 장치들을 이식한다(907).

당업자가 이해할 수 있듯이, 채용되는 구성의 모듈성으로 인해, 의사는 제1 인접 레벨 관절성형 장치를 선택하고, 이를 척추 융합 장치와 연관시켜 이식한 후, 예컨대 장치의 적합성의 제 위치 외관 또는 경험에 근거하여 상이한 장치를 선택한다. 또한, 인접 레벨 관절성형 장치의 연결을 조절을 본 발명의 범위에서 벗어나지 않고 실행할 수 있다. 의사가 일단 이러한 선택을 만족하면, 절개부위를 봉합한다(908). 본 발명의 방법은 단일 기능성 척추 유닛의 융합을 변경하는데 사용될 수 있거나, 복수의 척추 레벨에 걸치는 척추 유닛의 임의의 부분 또는 위치에 사용될 수 있다.

### 도면의 간단한 설명

도 1은 정상적인 인간의 척추의 측면도이다.

도 2는 정상적인 인간의 요추의 평면도이다.

도 3은 기능성 척추 유닛의 측면도이다.

도 4는 척추의 후외측 경사도이다.

도 5는 인체의 해부학적 평면의 사시도이다.

도 6A 및 도 6B는 척추 고정 시스템의 측면도 및 배면도이다.

도 7A 내지 도 7C는 인접 레벨 관절면 관절성형 장치의 일 실시예를 나타내는 도면이다.

도 8A 내지 도 8C는 인접 레벨 관절면 관절성형 장치의 다른 실시예를 나타내는 도면이다.

도 9A는 척추 융합 장치에 연결된 도 7A의 실시예의 배면도이며, 도 9B는 도 7B의 측면도이고, 도 9C는 인접 레벨 관절면 관절성형 장치의 사시도이다.

도 10A는 척추 융합 장치에 연결된 도 8A의 실시예의 배면도이며, 도 9B는 도 8B의 측면도이고, 도 10C는 인접 레벨 관절면 관절성형 장치의 사시도이다.

도 11A는 인접 레벨 관절면 관절성형 장치가 척추 고정 시스템과 연관되어 이식되어 있는 관절면 대체 시스템의 다른 실시예의 배면도이며, 도 11B는 설치된 관절면 대체 시스템의 측면도이고, 도 11C는 설치된 관절면 대체 시스템의 사시도이다.

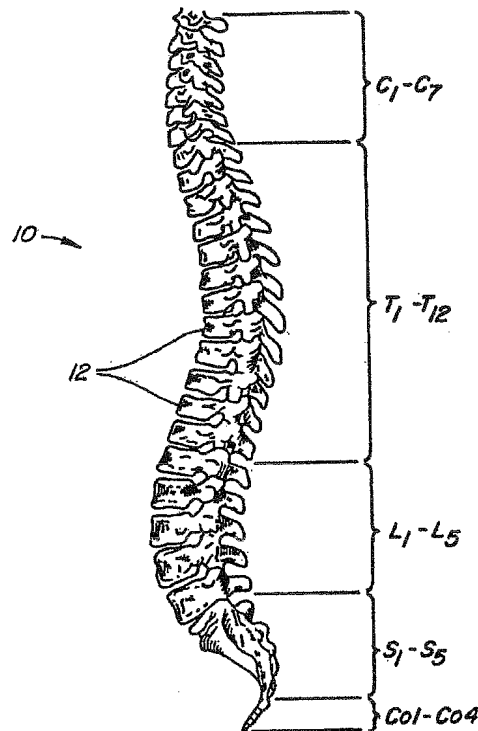
도 12A 내지 도 12U는 본 발명과 함께 사용하기에 적합한 여러 연결 및 부착 시스템을 나타내는 도면이다.

도 13은 본 발명에 따른 하나의 방법의 흐름도이다.

도 14는 본 발명에 따른 다른 방법의 흐름도이다.

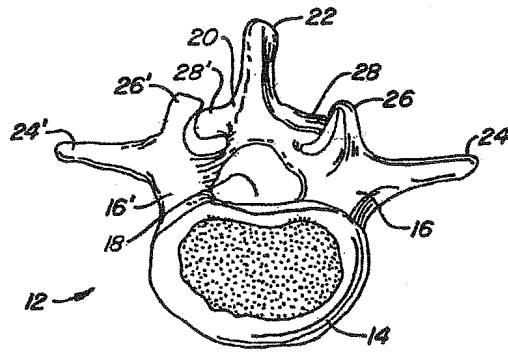
도면

도면1



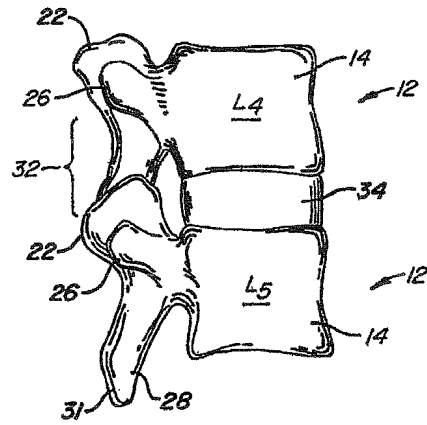
종래 기술

도면2



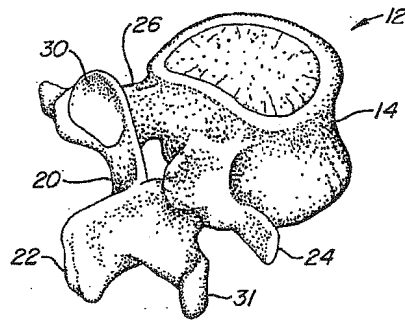
종래 기술

도면3



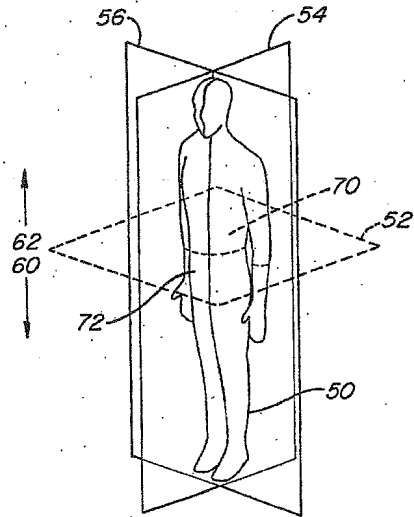
종래 기술

도면4



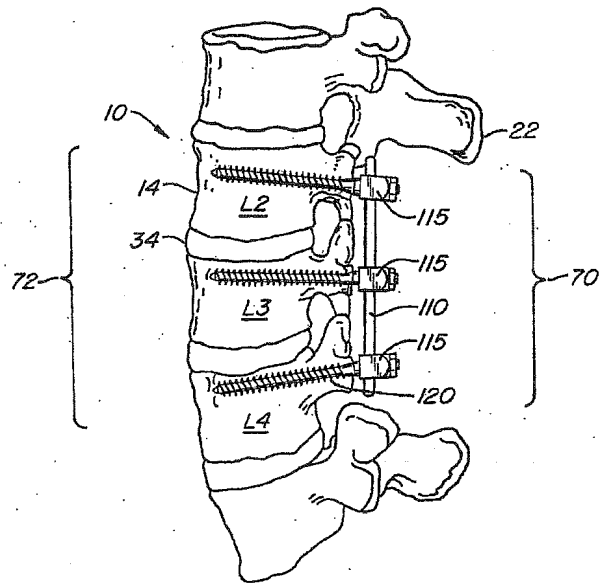
종래 기술

도면5



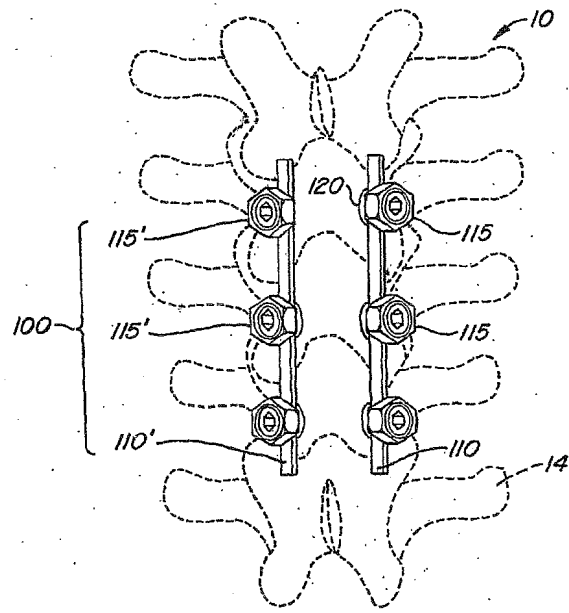
종래 기술

도면6A

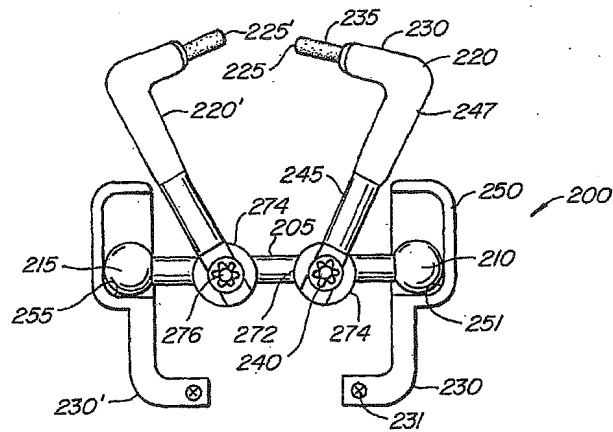




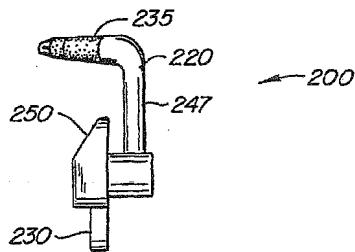
도면6B



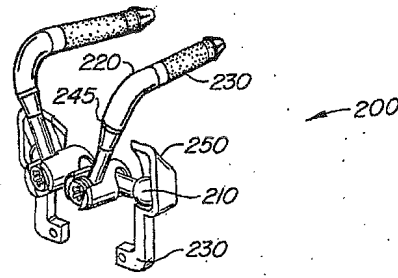
도면7A



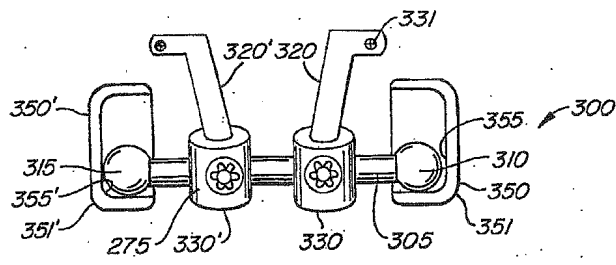
도면7B



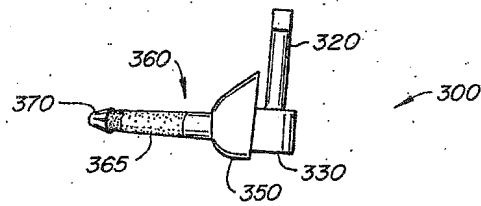
도면7C



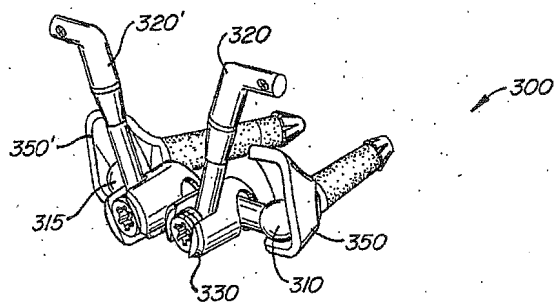
도면8A



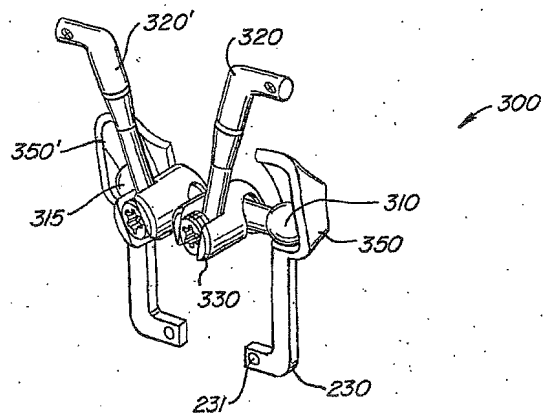
도면8B



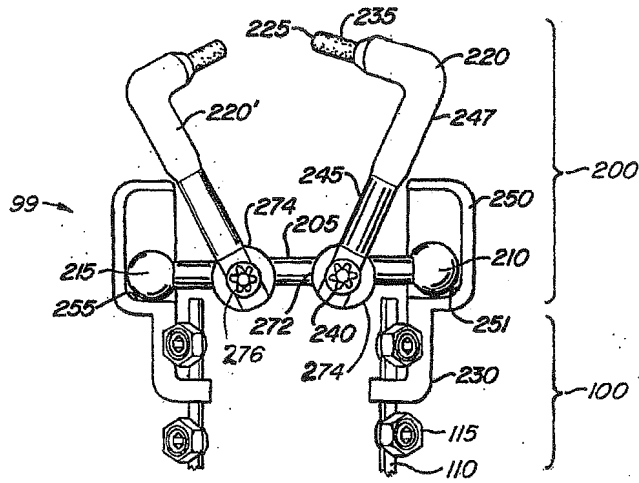
도면8C



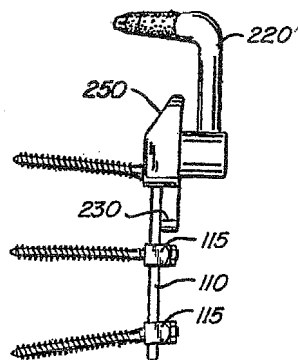
도면8D



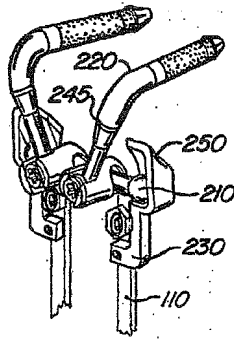
도면9A



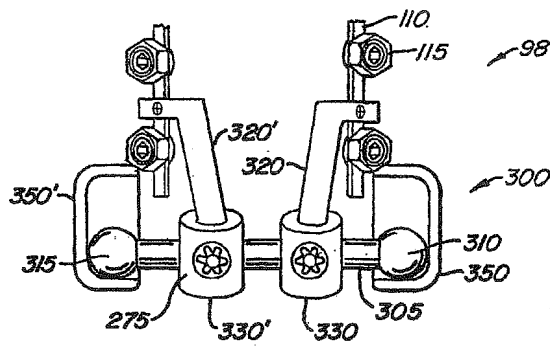
도면9B



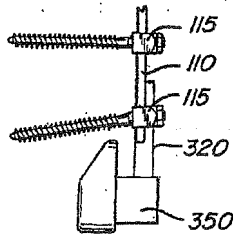
도면9C



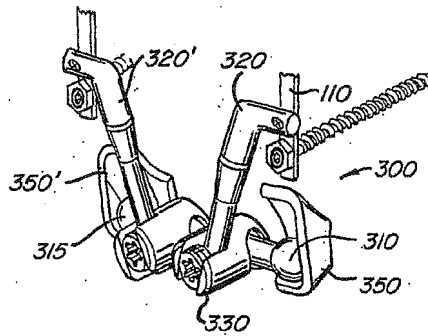
도면10A



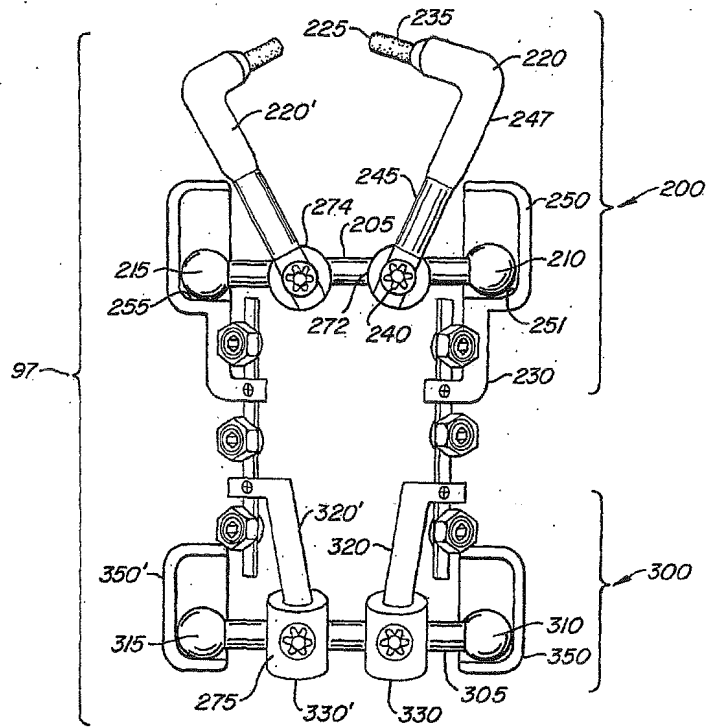
도면10B



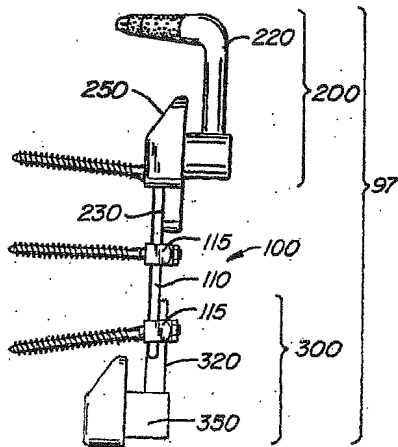
도면10C



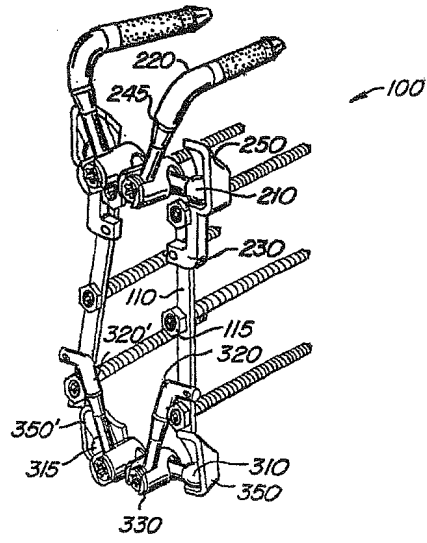
도면11A



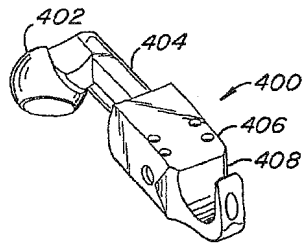
도면11B



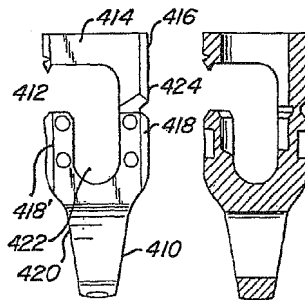
도면11C



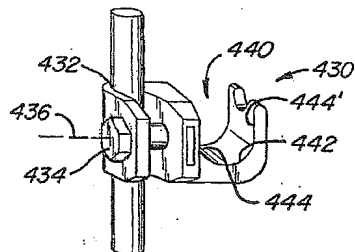
도면12A



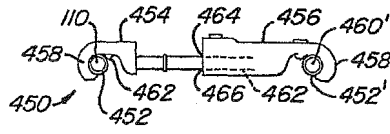
도면12B



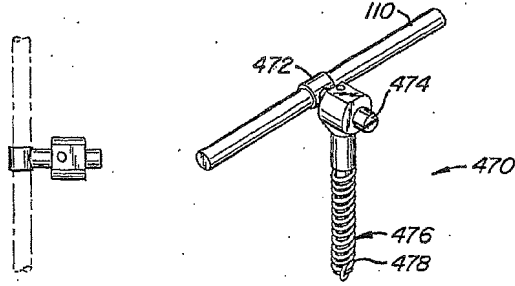
도면12C



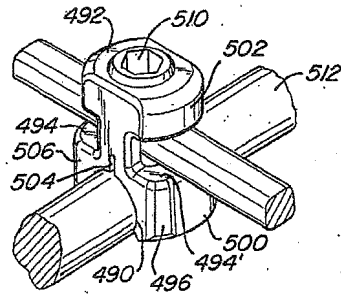
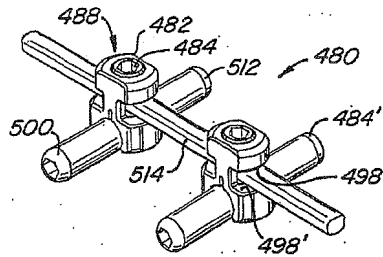
도면12D



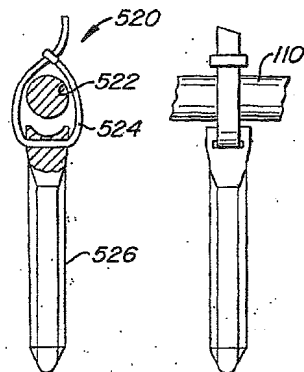
도면12E



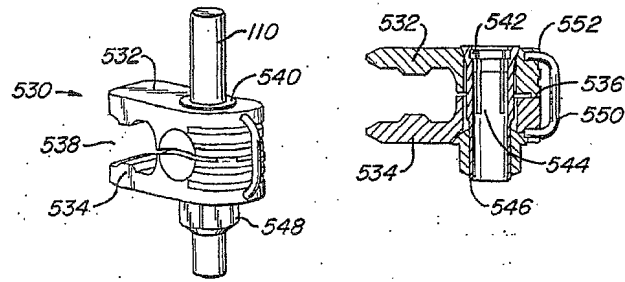
도면12F



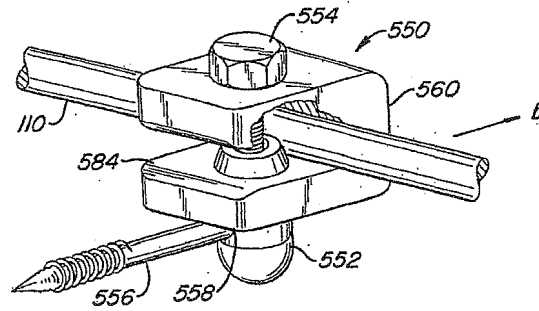
도면12G



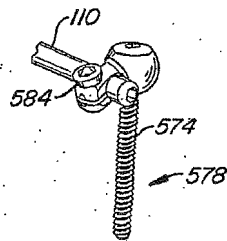
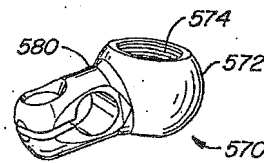
도면12H



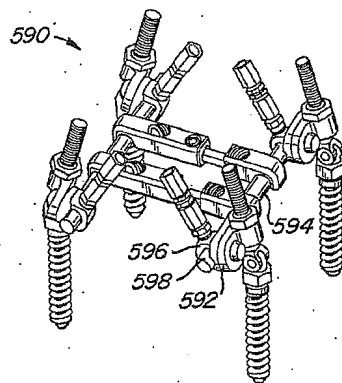
도면12I



도면12J

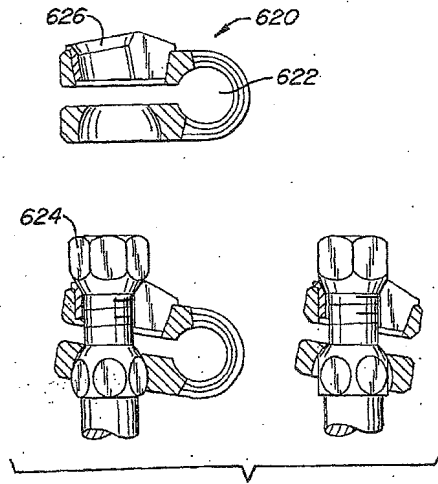


도면12K

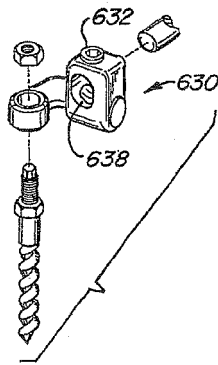




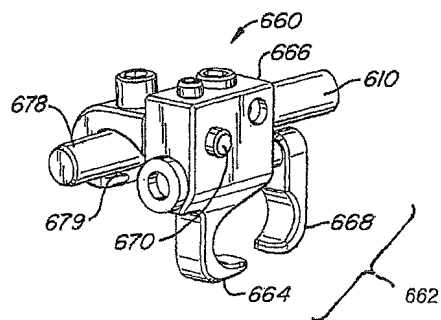
도면12L



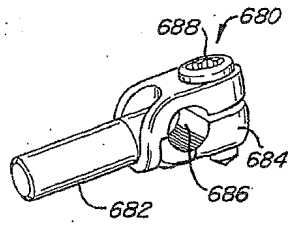
도면12M



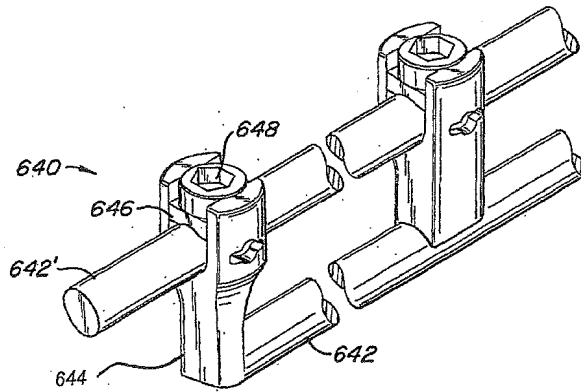
도면12N



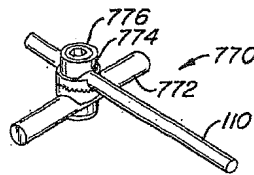
도면12O



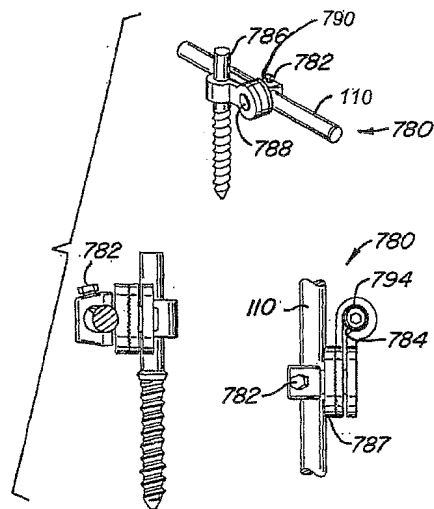
도면12P



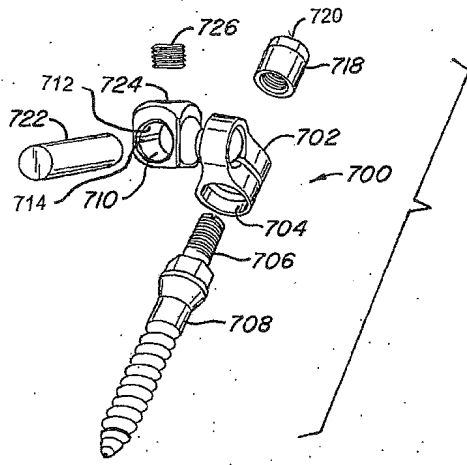
도면12Q



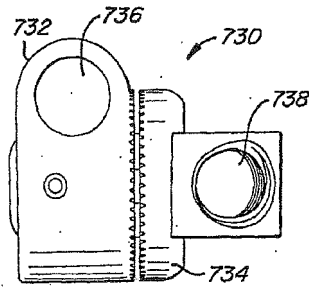
도면12R



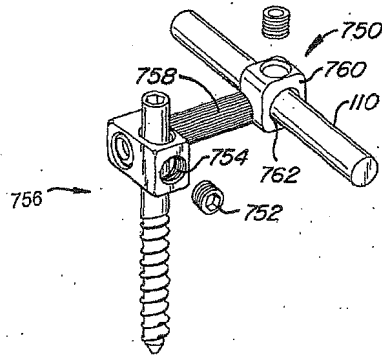
도면12S



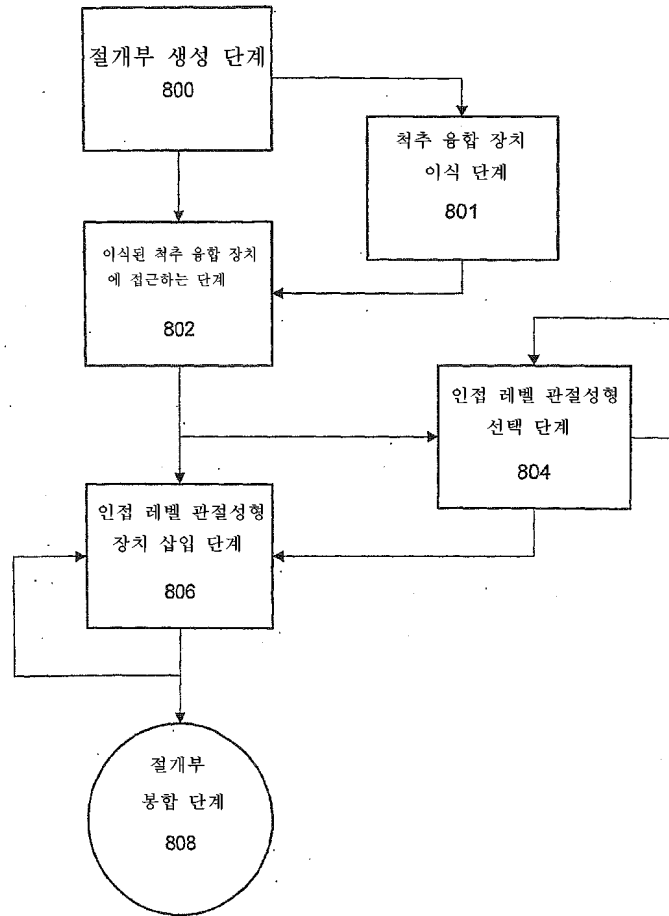
도면12T



도면12U



도면13



도면14

