



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2008-0098674
(43) 공개일자 2008년11월11일

(51) Int. Cl.

A61F 2/44 (2006.01) A61F 2/46 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2008-7023569

(22) 출원일자 2008년09월26일

심사청구일자 2008년09월26일

번역문제출일자 2008년09월26일

(86) 국제출원번호 PCT/US2007/062372

국제출원일자 2007년02월19일

(87) 국제공개번호 WO 2007/100996

국제공개일자 2007년09월07일

(30) 우선권주장

11/362,998 2006년02월27일 미국(US)

(71) 출원인

위쑤우 오르쏘페딕 인코포레이티드

미합중국 인디애나주 46581, 위쑤우, 실비우스 크로싱 2500

(72) 발명자

에이서만, 루카스 지.

미합중국, 캘리포니아주 92103-6516, 샌 디에고, 프론트 스트리트2555

비터, 샤논 엠.

미합중국, 테네시주 38104, 멤피스, 린던 에비뉴 1777

(74) 대리인

김학제, 문혜정

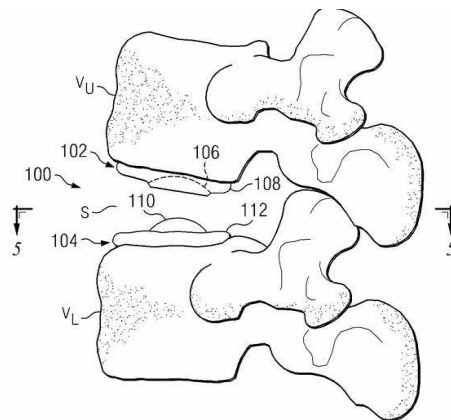
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 척추 관절성형술을 위한 인공장치

(57) 요약

인접하는 척추골에 의하여 형성되는 척추간 공간 내로 삽입되는 인공장치는 제1 관절부재 및 상기 제1 관절부재와 협력하여 관절 운동을 할 수 있도록 형성된 제2 관절부재를 포함한다. 팽창부재는 제1 관절부재에 연결될 수 있으며, 척추간 공간 내부에서 제1 관절부재를 지지하고 배치하도록 형성될 수 있다.

대 표 도 - 도3



특허청구의 범위

청구항 1

인접하는 척추골에 의해 형성되는 척추간 공간(intervertebral space) 내로 삽입되는 인공장치로서, 상기 인공장치가

제1 관절면(articulating surface) 및 제1 부착면(attachment surface)을 구비한 제1 관절부재(articulation member);

상기 제1 관절면과 협력하여 관절 운동(articulating motion)을 할 수 있도록 형성된 제2 관절면 및 제2 부착면을 구비한 제2 관절부재;

최상관절부재(top articulation member)와 최하관절부재(bottom articulation member)를 서로에 대해 고정하기 위한 연결수단(connecting means); 및

상기 제1 관절부재에 연결되며, 상기 척추간 공간 내에서 상기 제1 관절부재를 지지하고 배치하도록 형성된 팽창부재(expandable member)를 포함하는 인공장치.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 연결수단은 상기 제1 관절부재 및 상기 제2 관절부재에 단단하게 (rigidly) 연결되는 것을 특징으로 하는 인공장치.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 연결수단은 상기 제1 관절부재 및 상기 제2 관절부재에 착탈가능하게 연결되는 것을 특징으로 하는 인공장치.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 인공장치는 상기 제2 관절부재에 연결되며, 상기 척추간 공간 내에서 상기 제2 관절부재를 지지하고 배치하도록 형성된 제2 팽창부재를 포함하는 것을 특징으로 하는 인공장치.

청구항 5

제1항에 있어서, 상기 팽창부재는 상기 제1 관절부재의 상기 제1 부착면과 하나 이상의 인접하는 척추골 사이에 적어도 일부분이 배치되도록 형성되는 것을 특징으로 하는 인공장치.

청구항 6

제1항에 있어서, 상기 제1 관절부재는 돌출부(projection)이고, 상기 제2 관절부재는 리세스부(recess)인 것을 특징으로 하는 인공장치.

청구항 7

제1항에 있어서, 상기 팽창부재는 상기 제1 관절부재에 고정된 섹(sack)인 것을 특징으로 하는 인공장치.

청구항 8

제1항에 있어서, 상기 팽창부재는 직물재료(woven material)로 형성되는 것을 특징으로 하는 인공장치.

청구항 9

제1항에 있어서, 상기 인공장치는 팽창부재 내로 도입되도록 형성된 충진 재료를 포함하는 것을 특징으로 하는 인공장치.

청구항 10

제9항에 있어서, 상기 충진 재료는 폴리메틸-메타아크릴레이트(PMMA)인 것을 특징으로 하는 인공장치.

청구항 11

제9항에 있어서, 상기 충전 재료는 보강재(reinforcing material)를 포함하는 것을 특징으로 하는 인공장치.

청구항 12

제9항에 있어서, 상기 충전 재료는 방사성 물질(radiographic material)을 포함하는 것을 특징으로 하는 인공장치.

청구항 13

제12항에 있어서, 상기 방사성 물질은 하나 이상의 비드(bead) 및 와이어(wire)를 포함하는 것을 특징으로 하는 인공장치.

청구항 14

제1항에 있어서, 상기 제1 관절부재 및 제2 관절부재는 세라믹인 것을 특징으로 하는 인공장치.

청구항 15

제1항에 있어서, 상기 팽창부재는 주위 둘레로 연장하는 러플(ruffle) 및 하나 이상의 척추골에 상기 러플을 연결하도록 형성된 스테이크(stake)를 포함하는 것을 특징으로 하는 인공장치.

청구항 16

제1항에 있어서, 상기 인공장치는 상기 팽창부재의 일부분을 통해 연장하여 상기 팽창부재를 하나 이상의 척추골에 연결하도록 형성된 택(tack)을 포함하는 것을 특징으로 하는 인공장치.

청구항 17

인접하는 척추골에 의해 형성되는 척추간 공간 내로 삽입되는 인공장치로서, 상기 인공장치가

제1 관절면 및 제1 부착면을 구비한 제1 관절부재;

상기 제1 관절면과 협력하여 관절 운동을 할 수 있도록 형성된 제2 관절면 및 제2 부착면을 구비한 제2 관절부재;

상기 제1 관절부재에 연결되며, 상기 척추간 공간 내에서 상기 제1 관절부재를 지지하고 배치하도록 형성된 팽창부재; 및

상기 제1 관절부재 및 상기 제2 관절부재 중 하나 이상과 연결되고, 상기 팽창부재를 팽창시키기 위하여 상기 팽창부재 내로 충전 재료를 도입하도록 형성된 물질 주입기(substance injector)를 포함하는 인공장치.

청구항 18

제17항에 있어서, 상기 물질 주입기는 상기 팽창부재와 일체형으로 형성되는 것을 특징으로 하는 인공장치.

청구항 19

제17항에 있어서, 상기 물질 주입기는 팽창부재에 착탈가능하게 고정되는 것을 특징으로 하는 인공장치.

청구항 20

제1 관절면 및 제1 부착면을 구비한 제1 관절부재;

상기 제1 관절면과 협력하여 관절 운동을 할 수 있도록 형성된 제2 관절면 및 제2 부착면을 구비한 제2 관절부재;

상기 제1 관절부재에 연결되며, 상기 척추간 공간 내에서 상기 제1 관절부재를 지지하고 배치하도록 형성된 팽창부재; 및

상기 제2 관절부재에 대하여 상기 제1 관절부재를 선택적으로 고정시키도록 형성된 연결수단을 포함하는 인접하는 척추골에 의해 형성되는 척추간 공간 내로 삽입되는 인공장치를 포함하는 척추 통증 경감 시스템.

명세서

기술분야

- <1> 본 발명은 인접하는 척추골에 의해 형성되는 척추간 공간(intervertebral space) 내로 삽입되는 인공장치 및 삽입방법에 관한 것이다.

배경기술

- <2> 디스크 관절성형술은 손상, 퇴화 또는 질환이 있는 척추 조인트(spinal joints)를 치료하는 하나의 방법이다. 몇몇 디스크 관절성형술은 척추 조인트 관절화 (articulation) 또는 움직임이 가능하도록 운동-보존적 척추 디스크(motion-preserving spinal disc)로 조인트의 손상 디스크를 대체하는 것을 포함한다. 삽입 디스크(inserted disc)는 환자에게 조인트 관절(joint articulation)을 제공할 수 있지만, 척추 디스크의 삽입은 침습적이면서 집중적인 시술일 수 있다. 예를 들면, 종래의 척추 디스크는 상당히 크기 때문에 정형적으로 전방 시술을 통하여 장착될 수 있다. 전방 시술은 때로는 대동맥 및 하대정맥과 같은 혈관들을 변위 시킬 필요가 있기 때문에 상당히 주의 깊게 수행되어야 한다. 또한, 수술 부위 주변에 생길 수 있는 흉터조직으로 인하여, 요구되는 이차 치료는 더욱 어려울 수 있고 환자에게 추가의 통증을 일으킬 수 있다.
- <3> 의사에게 수술적 선택을 제공하는, 종래의 디스크 보다 더 작은 구조를 가지는 척추간 공간 내로 삽입되는 인공장치가 요구된다. 본 명세서에서 개시되는 인공장치는 선행 기술의 하나 또는 그 이상의 문제를 해결할 수 있다.

발명의 상세한 설명

- <4> [발명의 요약]
- <5> 하나의 예시적 양상에서, 본 발명은 인접하는 척추골에 의해 형성되는 척추간 공간(intervertebral space) 내로 삽입되는 인공장치에 관한 것이다. 하나의 양상에서, 인공장치는 팽창 지지체(expandable support)를 포함한다. 예를 들면, 인공장치는 제1 관절면(articulating surface) 및 제1 부착면(attachment surface)을 구비한 제1 관절부재(articulation member)를 포함할 수 있다. 또한, 제2 관절면 및 제2 부착면을 가지는 제2 관절부재를 포함할 수 있다. 제2 관절면은 제1 관절면과 협력하여 관절 운동(articulating motion)을 할 수 있도록 형성된다. 제2 관절부재에 대하여 상대적으로 제1 관절부재를 선택적으로 고정시키도록 연결수단(connecting means)이 형성된다. 팽창부재(expandable member)는 제1 관절부재에 연결될 수 있으며 척추간 공간 내에서 제1 관절부재를 지지하고 배치하도록 형성될 수 있다.
- <6> 또 다른 예시적 양상에서, 본 발명은 인공장치를 인접하는 척추골에 의하여 형성되는 척추간 공간 내로 삽입하는 방법에 관한 것이다. 본 방법은 제1 관절면 및 제1 부착면을 구비한 제1 관절부재를 제1 기구로 척추간 공간에 배치하는 단계를 포함할 수 있다. 또한, 제2 관절면 및 제2 부착면을 구비한 제2 관절부재를 제2 기구로 척추간 공간에 배치하는 단계를 포함할 수 있다. 제1 관절부재와 연결되어 제1 관절부재를 지지하고 배치하는 팽창부재는 제1 관절면 및 제2 관절면이 상호 협력하여 관절 운동을 할 수 있도록 팽창될 수 있다.
- <7> [발명의 상세한 설명]
- <8> 본 발명은 척추 개진 장치에 관한 것으로, 보다 상세하게는 이식용 관절 디스크 장치에 관한 것이다. 본 발명의 원리에 대한 이해를 증진시키기 위한 목적으로, 본 명세서의 도면에 도시된 구현예들이 참조로 될 것이고, 그러한 구현예를 설명하기 위해 특정 용어가 사용될 것이다. 그러나 본 발명의 보호범위를 제한하기 위한 의도가 아님을 이해하여야 할 것이다. 더욱이 본 명세서에 설명된 구현예의 변경 및 변형, 본 발명의 원리의 응용은 본 발명과 관련된 기술 분야의 당업자에게 통상적으로 일어날 수 있음을 의도한다.
- <9> 도 1은 척추(10)의 일부분을 도시하는 측면도이며, 본래의 척추간 디스크들 D1, D2, D3에 의해 분리되는 1군의 인접한 상부 및 하부 척추골 V1, V2, V3, V4를 도시한 것이다. 4개의 척추골은 단지 일례로써 도시된 것임을 의도한다. 다른 예로는 하나의 천골 및 하나의 척추골을 들 수 있다.
- <10> 또 다른 예로써, 도 2를 참조하여 두 개의 척추골을 설명할 수 있다. 두 개의 척추골은 하나의 하부 척추골(V_L) 및 상부 척추골(V_U)을 포함하는 하나의 척추 운동 분절(spinal motion segment, 12)을 형성한다. 어떤 류의 디스크 관절성형술은, 두 척추골(V_L , V_U) 사이에 위치되었던 본래의 디스크 일부 또는 전부를 추간관절제술

(discectomy) 또는 이와 유사한 외과적 수술에 의해 제거한다. 질환 또는 퇴행성 디스크를 제거하면 상부 척추골(V_U) 및 하부 척추골(V_L) 사이에 척추간 공간(S)이 생성된다. 도 2는 요추 조인트(lumbar vertebral joint)로서의 척추 분절(12)을 도시한 것이지만, 본 발명의 장치, 시스템 및 방법은, 경추 및 흉추 영역을 포함하는 척추의 모든 영역에 적용될 수 있다는 것을 이해하여야 할 것이다. 또한, 예를 들면 후관절(facet joints)과 같은 척추의 다른 영역에서도 본 발명의 장치, 시스템 및 방법이 사용될 수 있다. 또한, 본 발명에서 척추간 디스크 공간(intervertebral disc space)이라는 용어의 사용은 후관절을 포함한다.

<11> 종래의 인공장치는 고정(fixed) 구조를 가진다. 따라서, 종래의 장치를 척추간 공간(S)에 삽입하는 경우, 인공장치가 삽입될 수 있는 정도의 공간뿐 아니라, 그것이 조작될 수 있는 정도의 여유 공간을 요구한다. 따라서, 종래의 인공 디스크를 삽입하기 위해서는 상당히 큰 개구부와 침범적 기술이 필요하다. 그러나, 본 명세서에 개시되는 관절장치는, 이식 전에는 인공장치의 구조가 완전히 고정되지 않기 때문에 더 작은 개구부가 필요하고, 덜 침범적 기술이 가능하다. 대신, 관절장치는 작고 수축된 상태에서 척추간 공간(S)에 도입될 수 있는 섹(sack) 또는 백(bag)과 같은 하나 이상의 팽창부재를 포함한다. 제자리에 놓이면, 백은 그 자리에서 팽창되어 관절장치를 형성할 수 있다. 인공장치가 척추간 공간(S)에 배치될 때까지는 구조가 고정되지 않으므로, 인공장치는 종래의 디스크들보다 더 작은 프로필(profile)을 가질 수 있다. 또한 고정되지 않으므로, 인공장치의 프로필은 삽입되는 동안 필요하다면 용이하게 조작될 수 있다. 더 작고 연성의 프로필로 인하여 의사는 덜 침범적 장착 기술을 사용하여 인공장치를 장착할 수 있다. 예를 들면, 디스크를 전방에서 장착하지 않고, 의사는 척추에 대하여 후방, 전사위방 또는 측방 접근과 같은 다른 방향으로 디스크를 장착할 수 있다. 이것은 의사로 하여금 장착에 있어서 더 많은 선택을 할 수 있도록 하는 것이고, 의사는 덜 침범적이고 덜 고통스러운 수술을 수행할 수 있다.

<12> 또한, 본 명세서에 개시된 관절장치는 의사가 디스크 공간 내부에서 관절커플 (articular couple)의 위치를 조작하도록 할 수 있다. 예를 들면, 의사는 장치의 준비와 배치 후에도 관절커플의 위치를 조정할 수 있다. 따라서, 의사는 관절면(articular surface)이 단단한 종판에 부착되지 않으므로, 더욱 용이하게 관절커플을 구비한 장치를 이상적인 회전 중심에 배치할 수 있다.

<13> 도 3은 척추간 디스크 공간(S)에 있는 인공장치(100)의 일구현예를 도시한 도면이다. 도 3에서, 상부 척추골(V_U) 및 하부 척추골(V_L)은 과장되게 떨어지도록 도시되어 인공장치(100)의 구성을 더욱 상세하게 보여준다. 인공장치(100)는 최상부(top portion, 102) 및 최하부(bottom portion, 104)를 포함한다. 최상부(102)는 최상관절부재(106) 및 최상팽창부재(108)를 포함한다. 유사하게 최하부(104)는 최하관절부재(110) 및 최하팽창부재(112)를 포함한다.

<14> 도 4는 팽창부재들(108, 112)에서 분리된 관절부재들(106, 110)의 부분 단면도를 도시한다. 최상관절부재(106) 및 최하관절부재(110)는 상호 협력하도록 형성되어 인공장치(100)에 관절을 제공하고, 하부 척추골(V_L)에 대하여 상부 척추골(V_U)의 교합을 가능하도록 한다. 도 3 및 4는 상부 척추골(V_U) 및 하부 척추골(V_L) 및 서로 이격된 인공장치(100)를 도시한다. 도 3 및 4에 도시되지는 않았으나, 최상관절부재(106)는 관절 조인트를 형성하기 위하여 최하관절부재(110)와 상호 협력하도록 형성될 수 있다. 하나의 구현예에서, 최상관절부재(106)는 소켓(socket)을 형성하는 구형 오목 리세스부를 포함하고 최하관절부재(110)는 볼(ball)을 형성하는 볼록면을 포함하며, 함께 볼 및 소켓 조인트를 형성한다.

<15> 최상관절부재(106) 및 최하관절부재(110)는 예를 들면, 포밍(forming) 또는 몰딩 공정으로 제조된 예비형성 부재(preformed member)일 수 있으며, 각각의 부재들 사이에서 교합이 가능할 정도로 강한 재질로 형성될 수 있다. 하나의 구현예에서, 최상관절부재(106) 및 최하관절부재(110)는 예를 들면, 스테인리스 강, 코발트 크롬 또는 티타늄, 기타 재료와 같은 생체적합성 금속(biocompatible metal)으로 형성될 수 있다. 다른 예에서, 최상관절부재(106) 및 최하관절부재(110)는 생체적합성 세라믹 재료 또는 선택적으로 금속 또는 세라믹과 결합될 수 있는 폴리에틸렌 및 탄소 섬유 보강 PEEK(carbon fiber reinforced PEEK)와 같은 고분자 재료로 형성될 수 있다. 또한, 다른 적합한 재료가 사용될 수 있다.

<16> 도 4의 단면도를 참조하면, 각각의 관절부재(106, 110)는 관절면(114, 118) 및 부착면(116, 120)을 각각 포함한다. 관절면(114, 118)은 협력하여 교합을 제공할 수 있다. 다른 구현예에서, 관절면(114, 118)은 매끄럽거나 연마되어 저마찰의 관절(low friction articulation)을 용이하게 할 수 있다. 관절부재(106, 110)의 부착면(116, 120)은 최상팽창부재(108) 및 최하팽창부재(112)에 각각 체결되어 부착되도록 형성될 수 있다.

<17> 도 3 및 도 5에 도시된 바와 같이, 최상팽창부재 및 최하팽창부재는 각각 최상관절부재(106) 및 최하관절부재

(110)에 각각 부착될 수 있다. 이러한 부착은 임의의 적절한 방법으로 이루어질 수 있다. 하나의 구현예에서, 접착제를 이용하여 관절부재(106, 110)는 각각 팽창부재(108, 112)에 부착된다. 다른 구현예에서, 관절부재(106, 110) 및 팽창부재(108, 112)를 통합하여 연결하는 방직법(woven method)을 사용하여, 관절부재(106, 110)는 팽창부재(108, 112)에 부착된다. 또 다른 구현예에서, 관절부재(106, 110)는 태킹(tacking) 또는 핀 시스템(pin system)을 사용하여 각각의 팽창부재(108, 112)에 고정될 수 있다. 이러한 구현예에서, 택(미도시)은 관절부재 상에 고정되거나 형성될 수 있다. 이어서, 택은 팽창부재를 통하여 연장될 수 있고, 팽창부재 내부에 고정되어 관절부재 및 팽창부재를 연결할 수 있다. 또한, 다른 방법이 사용될 수도 있다.

<18> 최상팽창부재(108) 및 최하팽창부재(112)는 충전 재료를 채울 수 있는 생체적합성 색(sack)으로 구성될 수 있다. 하나의 구현예에서, 최상팽창부재(108) 및 최하팽창부재(112)는 본 명세서에 참조로서 완전히 편입되는, 미국특허 제6,827,743호에 기재된 직물재료(woven material)로 구성될 수 있다. 팽창되지 않은 상태에서, 팽창부재(108, 112)는 유연하고 연성이 있어 변형 및 조작이 가능하다. 따라서, 말리거나 포개져서 상대적으로 적은 부피를 차지한다. 이로써 전방, 복막경유/복막뒤(trans/retro-peritoneal), 후방, 횡측 경유, 천추 경유, 전측방, 추간공 경유, 기타 기술과 같은 임의의 수술 기술을 사용하여 인공장치(100)는 도 2의 공간(S)에 도입될 수 있다. 하나의 구현예에서, 팽창부재(108, 112)는 삽입 과정에서 고정된 구조가 아니므로, 후방 접근으로부터 척추 공간(S)으로 통로(access)를 제공하는 작은 캐놀라(cannula)를 통하여 말리거나 포개지고 맞추어질 수 있다. 따라서, 인공장치(100)는 통상의 고정-구조의 인공장치를 사용할 때보다 덜 침습적인 수술방법을 통해 장착될 수 있다.

<19> 삽입 전에, 의사는 척추간 공간의 적절한 높이를 결정하기 위하여 시도할 수 있다. 일단 결정되면, 소정의 높이를 얻도록 형성된 인공장치(100)는 척추간 공간에 배치되도록 선택될 수 있다. 따라서, 몇몇 예에서, 다수의 다른 크기의 팽창부재가 제공될 수 있고 적당한 치수에 맞도록 선택될 수 있다. 몇몇 예에서, 팽창부재(108, 112)를 팽창시켜 척추를 벌여지도록(distract) 할 수 있다. 또한, 이러한 몇몇 예에서, 팽창부재는 척추가 원하는 정도로 벌어질 때까지만 충전될 수 있다.

<20> 몇몇 예에서, 최상부(102) 및 최하부(102)는 동시에 상부 척추골(V_U) 및 하부 척추골(V_L) 사이에 배치될 수 있고, 다른 예에서, 최상부(102) 및 최하부(104)는 분리되어 배치될 수 있다. 함께 배치될 때, 최상부(102) 및 최하부(104)는 배치과정에서 함께 결합되어 상대적인 움직임을 제한할 수 있다. 이식도구(미도시)가 이러한 목적으로 이식될 수 있다. 몇몇 예에서, 재흡수성 링(resorbable ring)이 최상부(102) 및 최하부(104) 사이에 배치되어 서로에 대하여 위치를 지정할 수 있다.

<21> 최상부(102) 및 최하부(104)를 포함하는 인공장치(100)가 인접하는 척추골 사이에 배치되면, 최상팽창부재(108) 및 최하팽창부재(112)는 팽창되어 관절부재(106, 110)에 지지를 제공할 수 있다. 최상팽창부재(108) 및 최하팽창부재(112)는 소정의 형상 및 높이까지 팽창되도록 설계될 수 있다. 예를 들면, 팽창부재(108, 112)는 비-탄성일 수 있고, 설계된 형상이 얻어진 후 형상은 유지된다. 또한, 팽창부재는 소정의 높이까지만 팽창되도록 설계될 수 있다. 다른 예에서, 팽창부재는 탄성이고, 백(bag)이 팽창되는 동안 신장될 수 있다.

<22> 하나의 양상에서, 생체적합성 시멘트와 같은 충전 재료가 주입되어 팽창부재(108, 112)를 사전-설정된 크기 및 구조로 팽창시킬 수 있다. 다른 예에서, 팽창부재(108)는 적어도 일부분이 어느 정도의 강도(rigidity)를 제공할 수 있는 과립성 재료로 충전될 수 있다. 과립성 재료는 예를 들면 비드(bead), 그라놀(granule), 골 페이스트(bone paste), 골 분말(bone powder), 및 그 밖의 다른 것들을 포함할 수 있다.

<23> 도 6a, 6b 및 7은 팽창상태에 있는 인공장치(100)의 일구현예를 도시한다. 팽창될 때, 팽창부재(108, 112)는 상부 척추골(V_U) 및 하부 척추골(V_L) 사이에서 교합이 가능한 위치로 각각의 관절부재(106, 110)를 고정시킨다. 도 3 및 도 6a은, 척추 사이를 과장되게 도시하여 최상부(102) 및 최하부(104)를 명백하게 나타낸다. 그러나, 도 6b는 관절운동을 제공하기 위하여 체결되는 관절부재(106, 110)와 함께, 보다 일반적인 간격의 척추골을 나타낸다. 도시된 구현예에서, 최상관절부재(106) 및 최하관절부재(110)는 볼 및 소켓 조인트를 형성한다. 그러나, 또한 관절부재는 볼 및 트러프(trough) 조인트, 피(pea) 및 소서(saucer), 또는 다른 관절 조인트를 형성할 수도 있다. 볼 및 소켓, 볼 및 트러프, 및 피 및 소서 조인트들은 모두 환자에게 더 큰 자유도를 제공하는 어떠한 축에 대하여 교합을 허용한다. 다른 구현예에서(미도시), 최상관절부재(106) 및 최하관절부재(110)는 단일 축에 대하여만 교합을 허용하는 힌지를 형성하는 핀 조인트에 의해 고정된다. 다른 류의 조인트 역시 척추골에 관절을 제공할 수 있다.

<24> 팽창부재(108, 112)는 초기에는 적어도 일부분이 유동적이며, 경화되거나 패킹되어 실질적으로 강하고 경직된 부

재를 형성하는 충전 재료에 의해 팽창될 수 있다. 몇몇 구현예에서, 충전 재료는 관절부재(106, 110)에 지지력을 제공하며 팽창부재(108, 112)를 특정 배향 및 구조로 고정시킨다.

<25> 도 8-10은 팽창부재(108, 112)를 충전하는 예시적인 시스템을 도시한다. 도 8은 수축 상태의 팽창부재(108, 112)를 도시한다. 따라서, 인공장치(100)가 상부 척추골(V_U) 및 하부 척추골(V_L) 사이에 배치된다고 하더라도, 상부 및 하부 척추골은 도시된 바와 같이 서로 눌릴 수 있다. 따라서, 팽창부재(108, 112)가 팽창되지 않은 상태에서는, 디스크 공간(S) 뿐 아니라 인공장치(100)는 h_1 으로 표시되는 높이를 가질 수 있다. 아래에서, 도 9를 참조하면, 높이 h_1 은 팽창부재(108, 112)가 팽창 상태에 있을 때의 인공장치(100)와 척추간 디스크 공간의 높이 h_2 와 비교될 것이다.

<26> 도 8에 도시된 예에서, 충전 재료를 주입하여 팽창부재(108, 112)를 팽창시키기 위하여, 바늘(132)을 구비한 실린더(130)가 사용될 수 있다. 충전 재료는 주입되는 동안에는 부분적으로 액상일 수 있고 경화되거나 굳어져 관절부재(106, 110)에 대한 기반을 형성하도록 구성될 수 있다.

<27> 도 9에서, 충전 재료의 단순한 주입을 위하여 물질 주입기(substance injector, 134)가 팽창부재와 함께 사용될 수 있다. 도 9에서, 팽창부재(112)에만 연결되어 있는 물질주입기(134)가 도시되고 설명되지만, 팽창부재(108)를 채우기 위하여 유사한 주입기가 연결되어 사용될 수도 있다. 물질 주입기(134)는 미리 형성될 수 있고, 팽창부재(112)에 부착되고 연장될 수 있다. 따라서, 팽창부재(108, 112)가 척추간 공간(S) 내부에 배치될 때, 물질 주입기(134)는, 그것을 통하여 팽창부재들(108, 112) 중 하나 또는 모두에 충전 재료를 주입하고자 하는 의사로 하여금 단순한 경로를 제공할 수 있다.

<28> 하나의 구현예에서, 물질 주입기(134)는 팽창부재(112) 자체와 일체로 형성되고, 다른 구현예에서, 물질 주입기(134)는 팽창부재(112)에 부착된 재료로 형성될 수 있다. 또 다른 예에서, 물질 주입기(134)는 팽창부재(112)가 척추간 공간(S)에 위치된 후 팽창부재(112) 내부로 삽입될 수 있다. 팽창부재(112)가 채워지면, 물질 주입기(134)는 제거되거나 장치(100)의 관절 또는 척추를 방해하지 않는 방식으로 처리될 수 있다. 물질 주입기(134)가 팽창부재(112)로부터 제거될 수 있는 경우를 포함하는 구현예에서, 물질 주입기(134)는 팽창부재(112)로부터 끊어져서 제거될 수 있다. 달리, 물질 주입기(134)는 묶여서 끊어지거나, 절단되거나 제거될 수 있다. 하나의 구현예에서, 물질 주입기(134)는 팽창부재(112)와 연결되고 팽창부재(112)와 수술위치에서 유지된다. 팽창부재(108)는 팽창부재(112)와 유사하게 형성될 수 있다.

<29> 도 9는 팽창 상태에서의 팽창부재(108, 112)를 도시한다. 따라서 인공 디스크(100) 및 척추간 공간은 제2 높이 h_2 를 가진다. 도 9에서, 팽창부재(108, 112)는 충전 재료를 함유하므로, 도 9의 제2 높이 h_2 는 도 8의 제1 높이 h_1 보다 클 수 있다. 유사하게, 팽창부재(108, 112)에 재료가 없으면, 제1 높이 h_1 은 제2 높이 h_2 보다 상대적으로 더 작을 수 있다. 몇몇 예에서, 본래의 디스크 조직이 제거된 후, 척추와 연결된 근육 및 인대는 상부 척추골(V_U) 및 하부 척추골(V_L) 사이의 디스크 공간을 누를 수 있다. 인공장치(100)가 디스크 공간 내부에 배치된 후, 팽창부재(108, 112)의 충전 과정은 부분적으로 또는 완전하게 상부 척추골(V_U) 및 하부 척추골(V_L)을 원하는 디스크 높이까지 벌어지게 할 수 있다. 따라서, 충전 과정은 상부 척추골(V_U) 및 하부 척추골(V_L)을 제1 높이 h_1 에서 제2 높이 h_2 까지 벌어지게 할 수 있다.

<30> 도 10은 관절부재(110)에 인접하게 배치된 물질 주입기(134)의 일구현예를 도시한 도면이다. 도 10에서, 최하부(104)만이 채워지는 것으로 도시되었지만, 예시적인 시스템은 최상부(102)에도 동일하게 사용될 수 있다는 것을 이해하여야 한다. 본 구현예에서, 물질 주입기(134)는 관절부재(110)와 연결되거나 착탈 가능하게 연결될 수 있다. 이렇게 하여, 팽창부재로 충전 재료를 주입하기 전 또는 주입하는 동안에, 의사는 물질 주입기(134)를 관절부재(110)의 위치 조작 수단으로 사용할 수 있다. 따라서, 의사는 관절부재(110)를 척추 공간(S)의 적당한 위치에 배향할 수 있다. 또한, 관절부재(110)를 원하는 위치로 배치하고 이동시키기 위한 다른 방법 및 시스템이 사용될 수 있다.

<31> 팽창부재(108, 112) 내에 주입되는 충전 재료는 주입될 수 있고 관절부재(106, 110)에 충분한 지지력을 제공할 수 있도록 경화될 수 있는 임의의 물질일 수 있다. 몇몇 구현예에서, 충전 재료는 폴리메틸-메타아크릴레이트(PMMA) 시멘트 또는 칼슘 포스페이트 시멘트와 같은 경화 가능한 재료일 수 있다. 또한, 충전 재료는 주입가능한 엘라스토머 또는 고분자 재료일 수 있다. 충전 재료는 비-보강되거나 예를 들면, 탄소 또는 유리 섬유 또는 몇몇 다른 강화 구조재로 보강될 수 있다. 만일 주입되는 재료가 엘라스토머 또는 고분자 재료인 경우, 재

료는 척추골 뿐 아니라 장치(100)에도 쿠션뿐 아니라 추가의 완충을 제공할 수 있다.

- <32> 몇몇 구현예에서, 방사성 마커가 충전 재료에 도입될 수 있고 마커는 팽창부재(108, 112) 내부로 충전 재료와 동시에 주입될 수 있다. 예를 들면, 방사성 비드 또는 와이어(wires)가 충전 재료에 도입될 수 있다. 이것은 x-선과 같은 전자파에 노출될 때 기구를 보이도록 함으로써 인공장치(100)의 이후 관찰을 단순하게 할 수 있다. 하나의 구현예에서, 팽창부재(108, 112)에 도입되는 충전 재료는 예를 들면 바륨 술피이트를 포함한 시멘트와 같은 방사성 불투과성 재료를 포함할 수 있다. 또 다른 예에서, 충전 재료는 방사성 불투과성 마커로 사용될 수 있는 금속성 섬유를 포함할 수 있다. 또 다른 예에서, 팽창부재(108, 112) 자체가 방사성 불투과성 재료로 형성되거나 이를 포함할 수 있다. 예를 들면, 팽창부재는 팽창부재 표면 중 일부를 형성하는 와이어를 포함할 수 있다. 따라서, 수술 이후, 필요한 경우에는 인공장치(100)가 관찰되고 분석될 수 있다.
- <33> 하나의 구현예에서, 척추간 공간(S) 내에서 최상부(102) 및 최하부(104)를 배치한 후, 최상팽창부재(108) 및 최하팽창부재(112)가 충전 재료로 채워지는 동안, 시술 수단 (미도시)을 사용하여 관절부재(106, 110)를 서로에 대하여 적당한 위치에서 잡을 수 있다. 이후, 충전 재료가 경화된 후, 시술 수단은 제거될 수 있어 최상관절부재(106) 및 최하관절부재(110) 사이에서 교합이 가능하도록 한다.
- <34> 몇몇 구현예에서, 관절부재(106, 110)는 시술 수단과 협력되는 탭 또는 부착 포인트와 같은 추가적인 단단한 구조체를 포함할 수 있다. 이러한 구조체는 의사로 하여금 관절부재(106, 110)를 조작하고 정렬시키며 인공장치의 모든 최상부(102) 및 최하부(104)를 배치하도록 할 수 있는 결착 가능(grippable)한 표면을 제공한다.
- <35> 도 16 및 17은 인공장치(100)의 이식 예를 도시한다. 도시된 바와 같이, 장치(100)는 캐놀러(160)를 통하여 척추간 디스크 공간 내부로 삽입될 수 있다. 제1 기구(162) 및 제2 기구(164)와 같은 하나 또는 그 이상의 기구를 포함한 연결수단은 각각 최상부(102) 및 최하부(104)와 연결될 수 있다. 이를 통하여, 최상부(102) 및 최하부(104)는 별개로 캐놀러(160)를 통과할 수 있으므로 캐놀러는 최소한의 직경을 가질 수 있다. 제자리에 놓이면, 기구는 조작되어 최상부 및 최상부를 배향시킨다. 하나의 구현예에서, 최상부 및 최상부를 배치하기 위하여 기구는 각각 인접하게 정렬된다. 다른 예에서, 최상부(102) 및 최하부(104)는 연결되고, 기구들(162, 164)과 같은 단일 기구 또는 하나 이상의 기구를 사용하여, 함께 삽입될 수 있다. 기구(162, 164)는 팽창 또는 관절부재에 형성된 부착 위치에서 연결되거나 또는 팽창 또는 관절부재를 결착할 수 있다. 하나의 구현예에서, 부착 위치로 인하여 관절부재(106, 110)가 기구들(162, 164) 내에 잡히도록 (snap) 할 수 있다. 배치되면, 최하부(104)에 대하여 상대적으로 인공장치(100)의 최상부(102)의 위치를 확보하는 방식으로 기구들(162, 164)은 서로 부착된다. 이러한 것은 기구들을 함께 포개거나 (nesting) 또는 함께 잡히도록 형성하는 것과 같이, 기구(162, 164)를 맞물리게 하여 달성될 수 있다.
- <36> 다른 예에서, 최상부(102) 및 최하부(104)는 동시에 배치된다.
- <37> 도 18은 최상관절부재(106) 및 최하관절부재(110)를 상호 간에 고정하도록 형성된 연결수단(166)의 일 구현예를 도시한 도면이다. 이러한 연결수단(166)은, 클립, 커넥터 또는 팽창부재(108, 112)가 채워지고 디스크 공간에서 조작되는 동안, 최하관절부재(110)에 대하여 최상관절부재(106)를 고정시키도록 형성된 기타 시스템일 수 있다. 연결수단(166)은 단단한 지지체이며 최상관절부재(106) 및 최하관절부재(110)를 제자리에 배치한다. 충전 재료가 충분히 채워지고 필요하다면 경화가 시작된 후, 연결수단은 제거될 수 있어 최상관절부재(106) 및 최하관절부재(110)의 교합이 가능하도록 한다. 연결수단(166)은 최상부(102) 및 최하부(104)를 적당하게 위치하기 위하여 연결하는 기구의 대체 또는 기구와 결합하여 사용될 수 있다. 또한, 최하부에 대하여 최상부를 고정하기 위한 다른 시스템도 사용될 수 있다.
- <38> 몇몇 예에서, 최상부(102) 및 최하부(104)는 팽창부재 내부의 시멘트가 경화하기 시작하거나 완전히 경화할 때까지 제자리에 고정된다. 다른 예에서, 최상부(102) 및 최하부(104)는 팽창부재가 충전되는 동안에만 제자리에 고정된다. 충전된 후, 최상부 및 최하부는 디스크 공간에서 원하는 최종 위치로 조작될 수 있다.
- <39> 다른 구현예에서, 허탈성 디스크 공간(collapsed disc space)에서 발생하는 것과 같이, 최상부(102) 및 최하부(104)는 상부 및 하부 척추체 자체에 의하여 디스크 공간에서 제자리에 고정될 수 있다. 팽창부재(108, 112)가 충분히 채워진 후, 관절부재(106, 110)는 최종 위치로 조작된다.
- <40> 관절부재(106, 110)에 연결되는 것에 추가하여, 팽창부재(108, 112)는 또한 상부 척추골(V_U) 및 하부 척추골(V_L)의 종판면들(end plate surfaces)에 연결될 수 있다. 종래의 인공 디스크는 전형적으로 각각의 상부 또는 하부 척추골에 대하여 언제나 평평하거나 동일 평면상에 놓이지는 않지만 평평한 최상 또는 최하 표면을 가진다.

그러나, 인공장치(100)는 팽창부재(108, 112)로 하여금 상부 척추골(V_U) 및 하부 척추골(V_L)의 어떠한 표면 이상, 융기 또는 높은 스폿(spot)에도 일치되도록 한다. 따라서, 척추골에서 인공장치(100)로 전달되는 하중은 척추골의 더 넓은 면적으로 배분될 수 있고, 이에 따라 응력 라이저(riser) 및 다른 환자에게 고통을 유발할 수 있는 질환뿐 아니라 융식 증폭(resorption cascade)과 같은 건강 문제의 가능성을 감소시킨다.

<41> 도 11-15는 상부 척추골(V_U) 및 하부 척추골(V_L)에 부착되도록 형성되는 팽창부재(108, 112)의 여러 구현예를 도시한다. 최상팽창부재(108)에 대해서만 도시되었지만, 최하팽창부재(112)는 개시된 어떠한 형상도 포함할 수 있다. 바람직하게는, 최하팽창부재(112)는 최상팽창부재(108)와 동일한 형상을 가질 것이다.

<42> 도 11에 도시된 바와 같이, 팽창부재(108)는 포어(pore, 141) 자체에 형성된 상부면(140)을 포함한다. 다공성 상부면(140)은 시간 경과에 의해 골이 팽창부재(108) 내부로 성장하고 팽창부재(108) 및 인공장치(100)를 제자리에 고정하도록 하는 골 성장을 촉진할 수 있다. 하나의 구현예에서, 팽창부재(108) 전체가 도 11에 도시된 다공성 구조를 제공하는 재료로 형성될 수 있다. 다른 구현예에서, 포어(141)는 팽창부재(108)의 상부면(140) 처리를 통하여 만들어 질 수 있다. 예를 들면, 하나의 구현예에서, 다공성 재료는 팽창부재(108)의 최상부에 봉합되거나 접합되거나, 다른 구현예에서, 스프레이 또는 코팅재가 최상팽창부재(108)에 적용될 수 있다.

<43> 하나의 구현예에서, 다공성면(140)은 투과성이거나 반투과성 구조이며 팽창부재(108)를 팽창시키기 위하여 주입된 충전 재료 중 일부가 팽창부재의 상부면(140)을 통하여 전달되어 척추골과의 부착을 도울 수 있다. 이러한 하나의 구현예에서, 팽창부재(108)에 도입될 수 있는 충전 재료는 경화성 접착제이다. 따라서, 팽창부재(108)의 상부면(140)을 통과하여 스며들면, 척추골에 대하여 팽창부재(108)을 고착시킨다. 달리, 골 및 연결 조직이 막을 통하여 성장할 수 있고 충전 재료와 상호 작용할 수 있다.

<44> 도 12는 척추골에 고정될 수 있는 팽창부재(108)의 다른 구현예를 도시한다. 도 12에서, 돌출부(142)가 팽창부재(108)의 상부면(140)에 미리 형성된다. 이들 돌출부(142)는 팽창부재(108)가 충전 재료로 채워질 때, 충전 재료가 돌출부(142)로 하여금 척추골 내부로 추진하는 힘을 제공하여, 척추골을 체결할 수 있다. 돌출부(142)는 팽창부재(108)와 동일한 재료로 팽창부재(108)에 일체형으로 형성되거나, 대안으로 접착제 또는 시멘트를 사용하여 팽창부재(108)에 고정될 수 있다. 다른 구현예에서, 돌출부(142)는 팽창부재(108)의 상부면을 관통할 수 있는 고정 핀을 포함할 수 있어, 팽창부재(108) 상에 돌출부(142)를 제자리에 고정시킬 수 있다. 도 12에서, 돌출부(142)는 팽창부재(108)의 상부면(140)에서 연장된 스파이크로 도시된다. 그러나, 돌출부(142)는 척추골을 체결하도록 형성된, 예를 들면 뾰족하거나, 가늘어지거나, 또는 팽창부재(108)의 상부면에서 이격된 평평한 상부면과 같은 임의의 형상일 수도 있다.

<45> 도 13은 팽창부재(108) 내로 일치화 또는 골 성장을 촉진할 수 있는 상부면(140) 상의 코팅부(144)를 구비한 일 구현예의 팽창부재(108)를 도시한 도면이다. 예를 들면, 골-성장 코팅재는, 예를 들면 칼슘 포스페이트로 형성된 히드록시아파타이트 코팅재, BMP 또는 다른 물질과 같은 생물학적 물질, 다른 재료, 팽창부재(108)의 상부면(140)에 적용될 수 있다. 도 13에서, 최상관절부재(106)는 볼 소켓 보다는 트러프이다. 설명된 바와 같이, 관절부재는 척추 조인트에 관절운동을 제공할 수 있는 임의의 다양한 배열을 가질 수 있다.

<46> 도 14는 팽창부재(108)를 척추골(V)에 부착시키기 위한 또 다른 구현예의 시스템을 도시한다. 도 14에서, 팽창부재(108)는 에지(edge) 주위에 심(seam) 또는 스커트(skirt)(146)을 포함한다. 심 또는 스커트(146)를 이용하여, 예를 들면 스크류, 스파이크, 또는 돌출부와 같은 스테이크(stake, 148)는 팽창부재(108)를 척추골(V_U)에 박는데 사용된다. 스테이크(148)는 팽창부재(108)의 에지 주위에서 스커트(146)를 통하여 척추골(V_U)에 박혀, 팽창부재(108)를 척추골(V_U)에 대하여 제자리에 고정시킨다.

<47> 도 15는 팽창부재(108)를 척추골(V_U)에 부착하기 위한 또 다른 구현예의 시스템을 도시한 도면이다. 도 15에서, 충전 재료로 팽창부재(108)를 채우기 전에, 탭 또는 핀(150)이 팽창부재(108) 내부로 포트(152)를 통하여 도입될 수 있다. 포트(152)는 물질 주입기 또는 다른 캐놀러와 연결될 수 있다. 팽창부재(108) 내부로부터 탭(150)은 팽창부재(108)의 상부면(140)을 통하여 척추골(V_U)에 박힐 수 있다. 하나의 구현예에서, 탭(150)은 포트(152)를 통하여 내부로 삽입되고, 이후 뾰족한 끝을 배향하기 위하여 90° 회전되고, 척추골(V_U)에 박힌다. 탭(150)의 헤드(154)는 팽창부재(108)의 상부면(140)을 척추골(V_U)에 대하여 지지할 수 있다. 탭(150)이 제자리에 배치되고, 팽창부재(108)를 충전 재료로 채우면 헤드(154)에 압력을 가할 수 있고, 탭은 척추골로 더욱 박혀, 팽창부재(108)를 척추골(V_U)에 대하여 고정시킬 수 있다.

- <48> 도 19, 도 20a 및 도 20b는 도 15에 도시된 바와 같이, 팽창부재를 척추골에 부착하기 위하여 팽창부재 내부로 택(150)을 도입하기 위한 구현예를 도시한 도면이다. 도 19를 참조하면, 삽입도구(insertion tool, 170)가 삽입관(insertion tube, 172)을 통하여 팽창부재(108) 내로 도입된다. 도 19a 및 19b에 도시된 바와 같이, 삽입도구(170)은 택(150)에 부착되도록 형성된 원위 말단(174) 및 의사에 의해 조작될 수 있도록 형성된 근위 말단(미도시)을 포함한다. 삽입도구(170)는 예를 들면, 힌지, 연성부재(compliant member) 또는 유연부재(flexible member)와 같은 회전수단(rotation means, 176)과 함께 형성되며, 회전수단은 원위 말단(174)으로 하여금 척추골 종관을 향하여 택(150)을 회전하도록 할 수 있다. 도시된 예에서, 말단은 90° 회전되도록 형성된다.
- <49> 도 20a는 삽입관(172)을 통하여 삽입될 수 있는 상태의 삽입도구(170) 및 택(150)을 도시하고, 도 20b는 삽입도구(170) 및 택(150)이 척추골로 박히도록 회전된 택(150)을 도시한다. 배치되는 경우, 관절부재는 디스크 공간 내부에서 여전히 조작될 수 있어 회전을 위한 이상적인 중심을 제공하도록 배치된다.
- <50> 편의상, 인공장치(100)의 제공자는 장치를 키트로 판매할 수 있다. 키트는, 예를 들면, 관절부재(106, 108) 및 팽창부재(110, 112)를 구비한 인공장치(100)를 포함할 수 있다. 또한, 상술한 바와 같이 충전 재료가 키트의 일부일 수 있다. 또한, 다른 조합도 사용될 수 있다.
- <51> 본 명세서에 개시된 인공장치(100)는 수축 상태에서 척추간 공간(S)에 배치되어 맞추어질 수 있다. 장치(100)를 배치하기 위하여, 의사는 손상되거나 퇴화된 디스크로의 도입 캐비티 또는 통로를 형성할 수 있다. 이후 의사는 인공장치(100)의 최상부(102) 및 최하부(104)를 디스크 공간에 함께 또는 한번에 하나씩을 도입할 수 있다.
- <52> 최상부(102) 및 최하부(104)는 비-팽창 상태에서 도입될 수 있으므로, 최상부(102) 및 최하부(104)는 종래의 인공 디스크 보다 더 작은 프로파일 및 구조를 가질 수 있다. 따라서, 최상부(102) 및 최하부(104)를 도입하는 것은 전방에서만이 아니라 후방 또는 측방과 같은 다른 방향에서도 수행될 수 있을 것이다. 하나의 구현예에서, 최상부(102) 및 최하부(104)의 팽창부재(108, 112)는 도입되는 동안 감겨서 작은 프로파일을 형성한다. 최상부(102) 및 최하부(104)가 인접하는 척추골 사이의 척추 공간(S)에 배치될 때, 팽창부재(108, 112)는 조절되어, 부착된 관절부재(106, 110)가 적당한 위치에 놓이도록 배치된다. 팽창부재(108, 112)를 조절하는 것은, 부착된 물질 주입기를 조작하여 팽창부재(108, 112)를 푸는 것과 관절부재(106, 110)를 정렬하는 것을 포함한다. 몇몇 구현예에서, 팽창부재는 인접하는 척추골에 핀으로 박히거나 스테이크로 박힐 수 있다.
- <53> 관절부재가 정렬되면, 충전 재료는 팽창부재(108, 112)로 도입될 수 있고, 이들을 사전-설정된 크기 및 형상으로 팽창시킨다. 하나의 구현예에서, 충전 재료가 도입되는 동안 관절부재(106, 110)는 도구를 사용하여 제자리에 고정시킬 수 있다. 몇몇 예에서, 팽창부재(108, 112)를 팽창시키면 척추골을 원하는 거리로 벌어지도록 하여 적당한 크기의 디스크 공간을 제공한다. 또한, 몇몇 예에서, 팽창부재(108, 112)는 돌출부 또는 핀 또는 다른 부착 시스템이 척추골과 접촉되도록 추진할 수 있다. 충전 재료가 경화되어 원하는 수준의 강도를 달성하는 예에서, 몇몇 예에서, 물질 주입기는 팽창부재에서 제거될 수 있다.
- <54> 인공장치(100)의 더 작은 프로파일 및 조작 가능한 프로파일은 장치를 여러 다른 방향에서 삽입될 수 있도록 한다. 따라서, 시술 과정은 덜 침습적이고 덜 복잡하다. 이것은 회복 시간을 단축시키고, 만일 필요하다면 연속된 수술을 단순화시킬 수 있다.
- <55> 단지 몇몇 구현예가 상세하게 상술되었으나, 본 발명이 속하는 기술분야의 기술자는 본 명세서의 신규한 교시 및 장점에서 실질적으로 벗어남이 않고도 구현예의 많은 변경이 가능할 것이라는 것을 이해할 것이다. 따라서, 이러한 모든 변경 및 대안은 하기 청구범위에서 정의된 발명의 범위 내에 포함되어야 한다. "상부" 및 "하부"와 같은 모든 공간적 참조는 단지 예시적 목적이며, 본 발명의 범위 내에서 달라질 수 있다는 것을 이해하여야 한다.

도면의 간단한 설명

- <56> 도 1은 척추의 일부분을 도시한 측면도이다.
- <57> 도 2는 척추간 공간을 형성하는 한 쌍의 인접하는 척추체를 도시한 측면도이다.
- <58> 도 3은 인접하는 척추체 사이에 배치되는 척추간 인공장치를 도시한 도면이다.
- <59> 도 4는 도 3의 척추간 인공장치의 관절부재를 도시한 부분 단면도이다.
- <60> 도 5는 하부 척추체에 놓인 도 3의 척추간 인공장치를 도시한 부분 평면도이다.

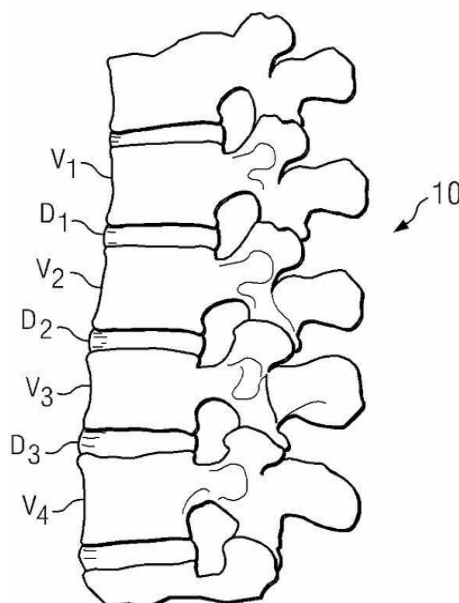
- <61> 도 6a 및 6b는 인접하는 척추체 사이에 배치된 척추간 인공장치를 도시한 도면이다.
- <62> 도 7은 도 6의 척추간 인공장치를 도시한 부분 평면도이다.
- <63> 도 8-10은 척추간 인공장치를 팽창시키기 위한 시스템을 도시한 도면이다.
- <64> 도 11-15는 척추간 인공장치의 일구현예를 도시한 도면이다.
- <65> 도 16 및 17은 척추간 인공장치를 배치시키기 위한 시스템을 도시한 도면이다.
- <66> 도 18은 연결수단에 의하여 연결된 관절부재를 도시한 도면이다.
- <67> 도 19, 20a, 20b 및 21은 척추간 인공장치의 이식용 기구를 도시한 도면이다.

<도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명>

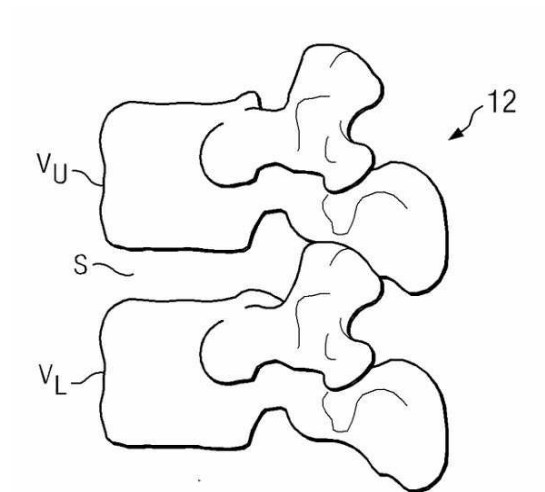
- | | |
|------------------|-------------|
| <69> 100: 인공장치 | 102: 최상부 |
| <70> 104: 최하부 | 106: 최상관절부재 |
| <71> 108: 최상팽창부재 | 110: 최하관절부재 |
| <72> 112: 최하팽창부재 | 114: 최상관절면 |
| <73> 116: 최상부착면 | 118: 최하관절면 |
| <74> 120: 최하부착면 | 122 |
| <75> 130: 실린저 | 132: 바늘 |
| <76> 134: 물질 주입기 | 140: 상부면 |
| <77> 142: 돌출부 | 144: 코팅부 |
| <78> 146: 스킷트 | 148: 스테이크 |
| <79> 150: 택 | 152: 포트 |
| <80> 154: 헤드 | |

도면

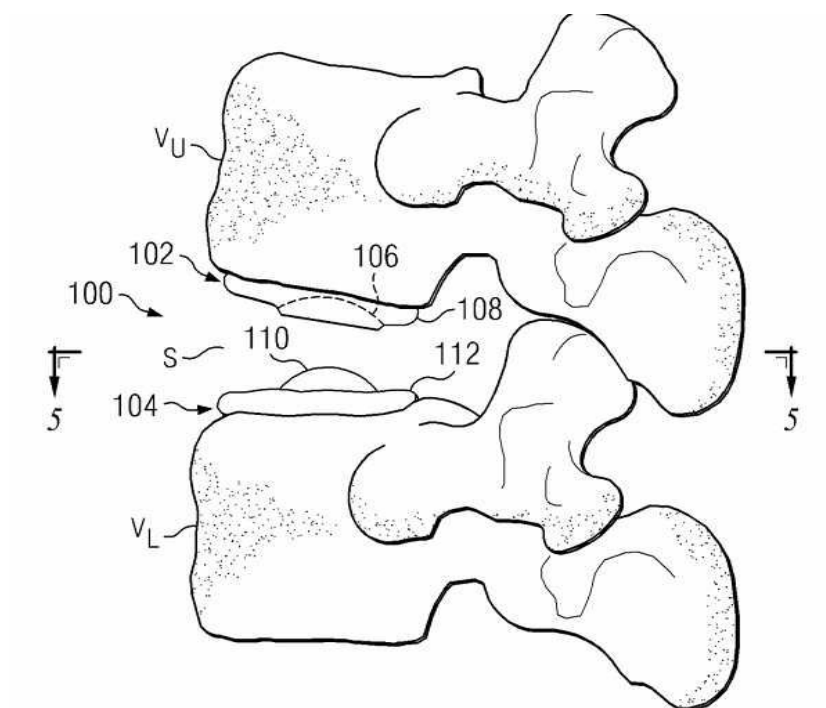
도면1



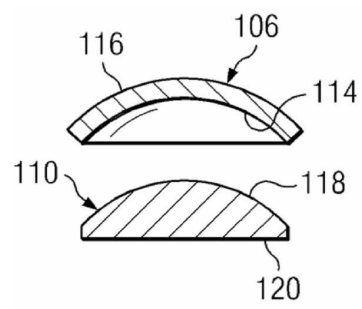
도면2



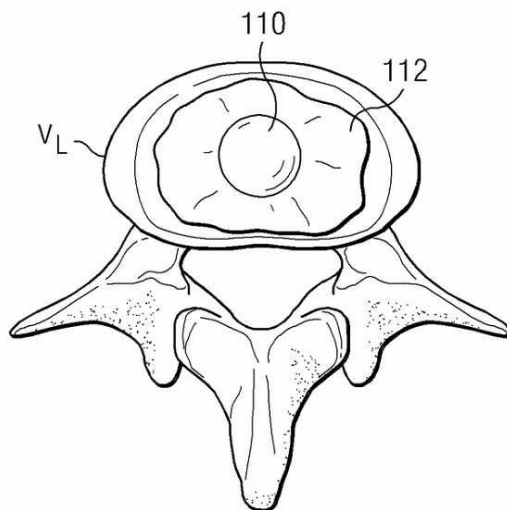
도면3



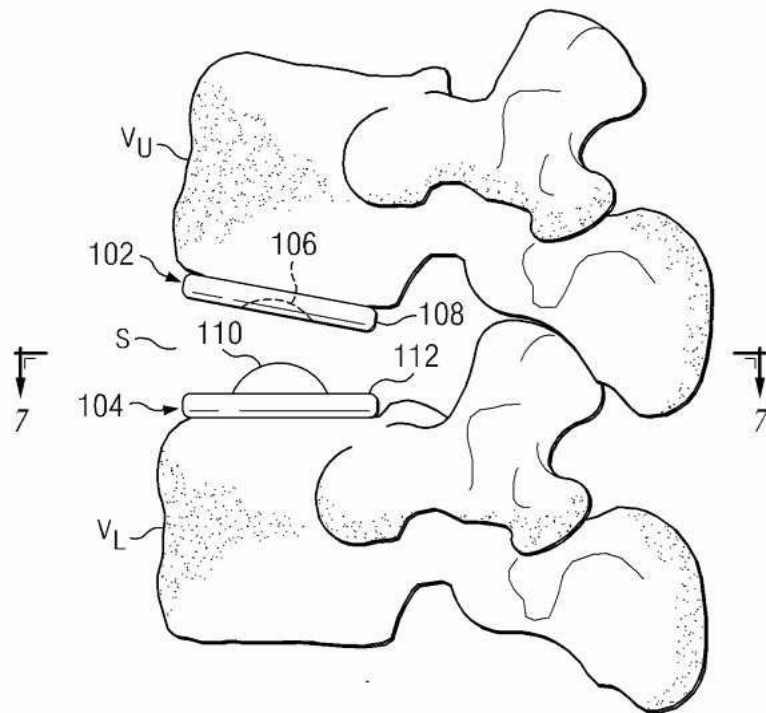
도면4



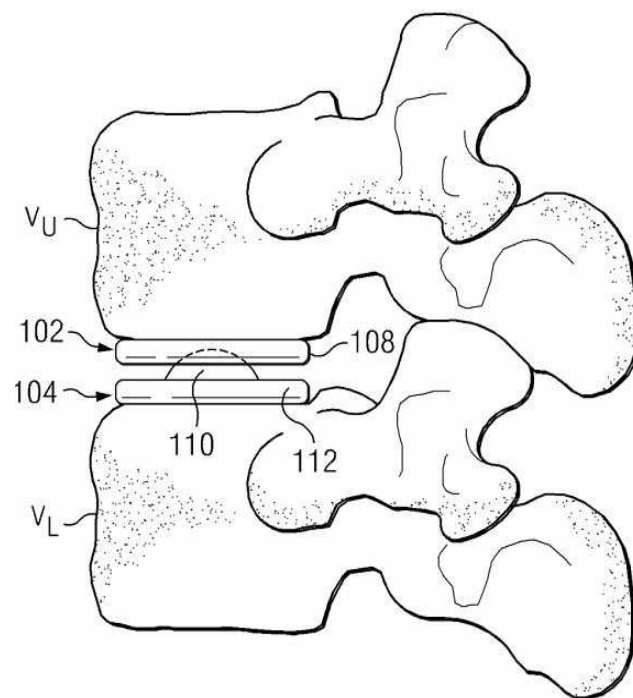
도면5



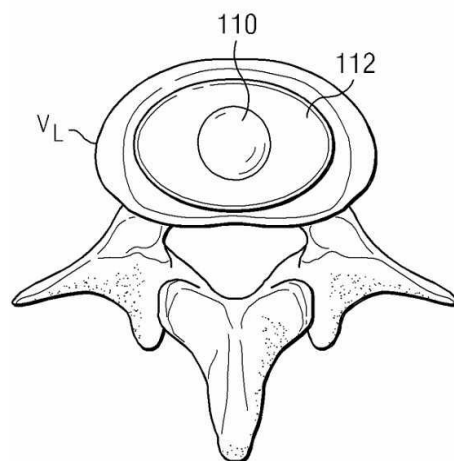
도면6a



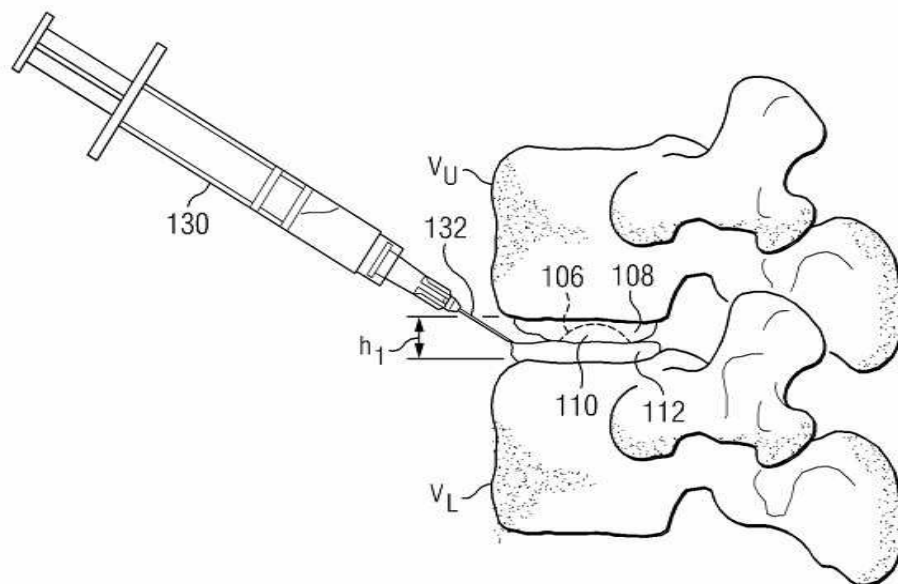
도면6b



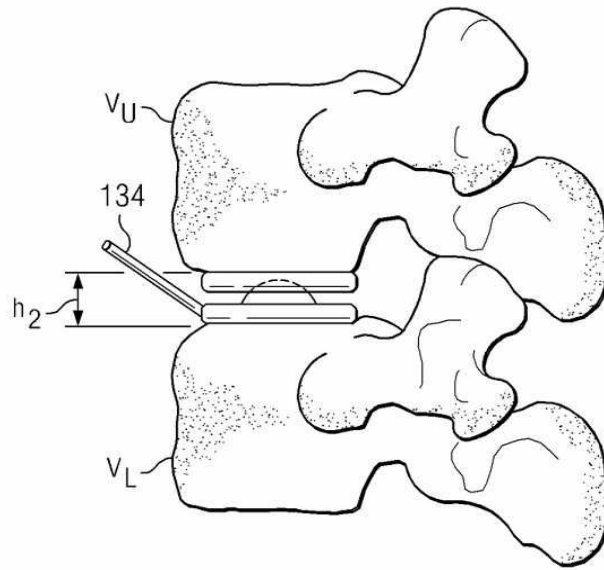
도면7



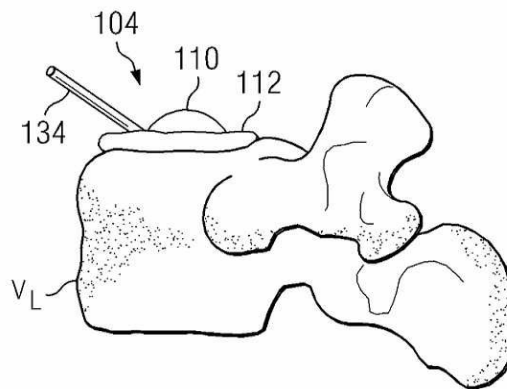
도면8



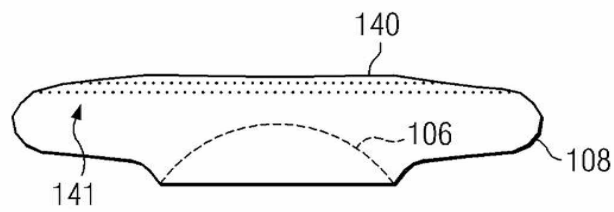
도면9



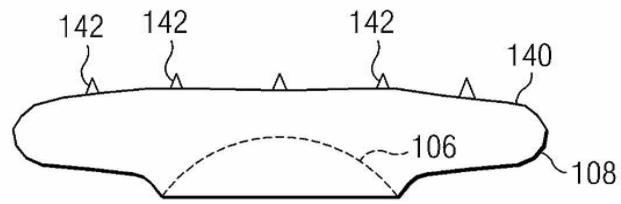
도면10



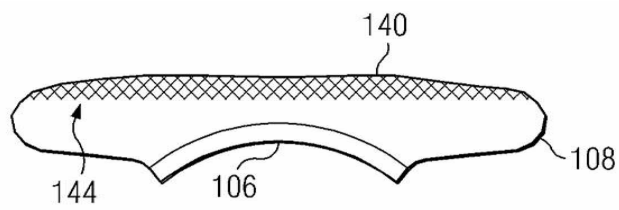
도면11



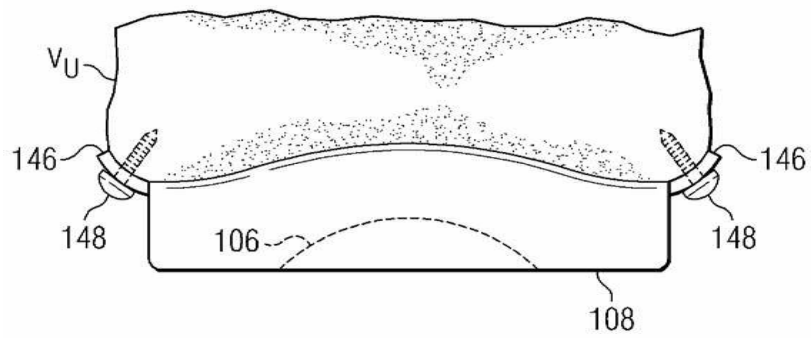
도면12



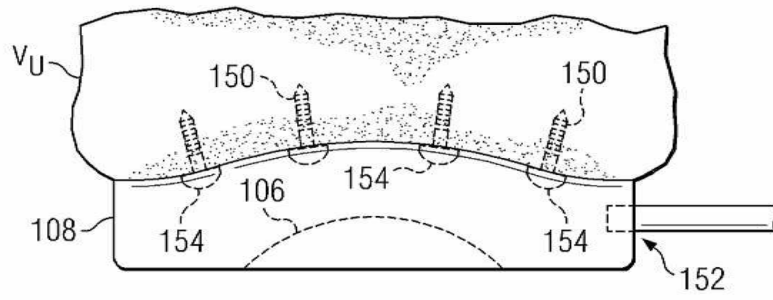
도면13



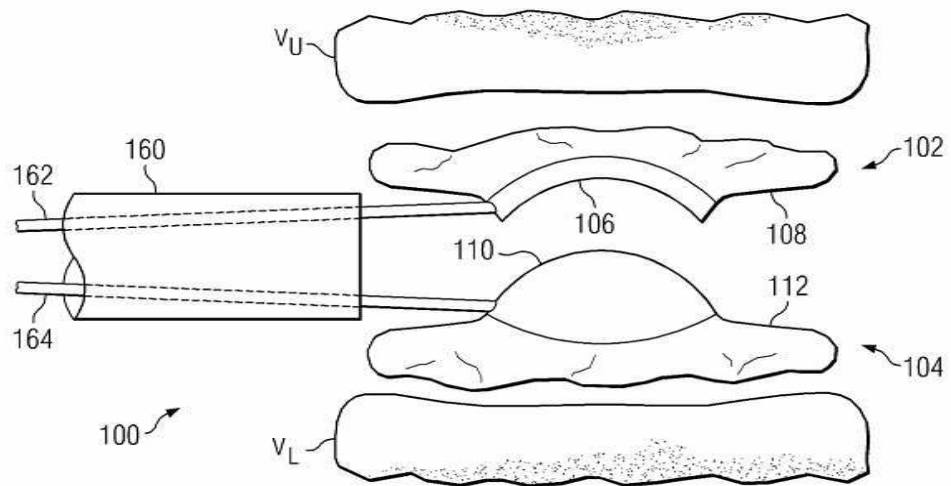
도면14



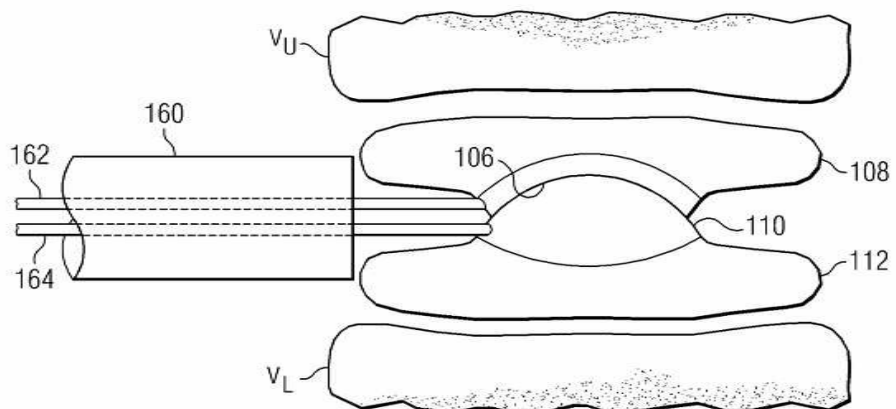
도면15



도면16



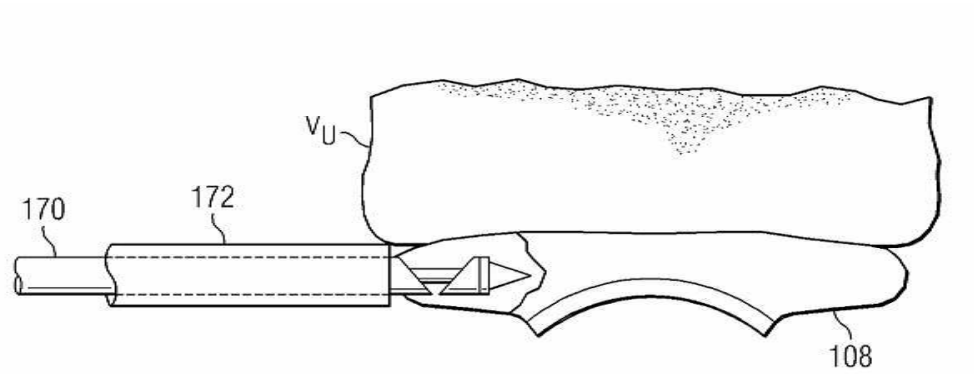
도면17



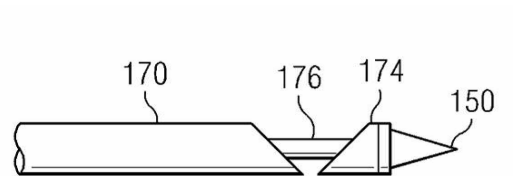
도면18



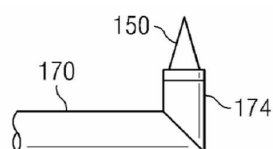
도면19



도면20a



도면20b



도면21

