



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2008-0056022
(43) 공개일자 2008년06월19일

(51) Int. Cl.

A61F 2/44 (2006.01) A61F 2/30 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2008-7012134

(22) 출원일자 2008년05월21일

심사청구일자 없음

번역문제출일자 2008년05월21일

(86) 국제출원번호 PCT/US2006/060316

국제출원일자 2006년10월27일

(87) 국제공개번호 WO 2007/051172

국제공개일자 2007년05월03일

(30) 우선권주장

11/261,386 2005년10월27일 미국(US)

(71) 출원인

위쏘우 오르쏘페딕 인코포레이티드

미합중국 인디애나주 46581, 위쏘우, 실비우스 크로싱 2500

(72) 발명자

앤더슨, 켄트, 엠

미국, 테네시 38103, 멤피스 201, 보케이지 코브 1310

칼스, 토마스, 에이

미국, 테네시 38103, 멤피스, 리버 파크 848

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

김학제, 문혜정

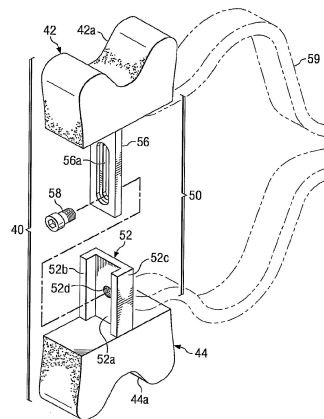
전체 청구항 수 : 총 14 항

(54) 척추 안정을 위한 척추간 인공보철장치 및 그 이식방법

(57) 요약

척추를 안정화시키기 위하여 척추의 2개의 척추골 사이에 삽입되는 인공보철장치에 있어서, 본 발명에 따른 장치는 각각의 척추골이 스페이서에 결합되며, 스페이서들은 척추골 사이의 거리에 맞추어 스페이서들 사이의 거리를 변화시키기 위하여 스페이서들 사이의 상대적 이동을 허용하고 척추의 휨 운동을 수용하도록 연결된다.

대표도 - 도5



(72) 발명자

물쭈, 프레드, 제이 4

미국, 알라바마 35245, 버밍햄, 애프톤드라이브
5612

랑제, 에릭.씨

미국, 테네시 38017, 콜리어빌, 브룩스 블러프 코
브 1990

모리슨, 마튜, 엠

미국, 테네시 38018, 코르도바, 라이브룩 코브
8774

듀이, 조나단, 엠.

미국, 테네시 38103, 멤피스 202, 사우스 프컨트
스트리트 408

브르뉴, 오레리엔

미국, 테네시 38106, 멤피스, 크립슨 크릭 드라이
브 8301

특허청구의 범위

청구항 1

척주를 안정화시키기 위하여 척주의 2개의 척추골 사이에 삽입되는 인공보철장치에 있어서 상기 장치는,

하나의 척추골과 결합하기 위한 제1 스페이서;

또 다른 척추골과 결합하기 위한 제2 스페이서; 및

스페이서들을 연결하고, 척추골 사이의 거리에 맞추어 스페이서들 사이의 거리를 변화시키기 위하여 스페이서들 사이의 상대적 이동을 허용하며, 척주의 휨 운동을 수용하기 위한 연결수단을 포함하는 것을 특징으로 하는 인공보철장치.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 연결수단은 하나의 스페이서에서 연장되는 제1 부재와 또 다른 스페이서에서 연장되며 제1 부재에 대하여 슬라이드하여 장착되는(slidably mounted) 제2 부재를 포함하는 것을 특징으로 하는 인공보철장치.

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 제1 부재는 브라켓이고 상기 제2 부재는 플레이트이며, 상기 플레이트와 브라켓은 스페이서들 사이의 상대적인 이동을 허용하기 위하여 슬라이드 운동을 하는 것을 특징으로 하는 인공보철장치.

청구항 4

제3항에 있어서, 연결수단은 브라켓에 대한 상대 운동을 허용하면서 플레이트를 브라켓에 유지시키기 위한 유지수단을 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 인공보철장치.

청구항 5

제4항에 있어서, 상기 유지수단은 브라켓을 관통하여 플레이트에 결합하는 고정나사를 포함하는 것을 특징으로 하는 인공보철장치.

청구항 6

제2항에 있어서, 제 1 스페이서는 2개의 다리를 정의하도록 형성된 컷아웃(a cutout)을 포함하며, 부재 중의 하나는 컷아웃의 베이스에서 돌출하여 장치가 완전히 수축된 위치에 있을 경우 다리를 압축하기 위하여 다른 스페이서와 연결되는 것을 특징으로 하는 인공보철장치.

청구항 7

제1항에 있어서, 상기 연결수단은 한쪽 면에 형성된 톱니를 구비하며 스페이서에 각각 장착되는 2개의 플레이트와, 톱니와 맞물려 기어의 회전이 플레이트 간의 상대적인 이동을 야기하고 이에 의하여 스페이서 간의 이동을 야기하는 기어를 포함하는 것을 특징으로 하는 인공보철장치.

청구항 8

제7항에 있어서, 상기 기어는 두개의 플레이트 사이에 걸쳐 있고 플레이트의 톱니와 결합하는 톱니를 외주면에 구비하는 것을 특징으로 하는 인공보철장치.

청구항 9

제8항에 있어서, 플레이트 주위에 연장되어 플레이트를 서로 다른 축방향 위치에서 유지시키고 이에 의하여 스페이서를 서로 다른 축방향 위치에서 유지시키기 위한 리테이너를 추가로 포함하며, 리테이너는 기어에 접근하여 이를 매뉴얼로 회전시키기 위하여 형성된 개구부를 구비하는 것을 특징으로 하는 인공보철장치.

청구항 10

제1항에 있어서, 상기 연결수단은 스페이서에 각각 장착되며 하나의 플레이트의 일면에 톱니가 형성된 2개의 플

레이트를 포함하고, 다른 플레이트는 플레이트에서 돌출하는 신축성 탭을 구비하여 톱니와 결합하여 플레이트 간의 상대적인 이동을 허용하고 이에 의하여 스페이서 간의 상대적 이동을 허용하는 것을 특징으로 하는 인공보철장치.

청구항 11

제10항에 있어서, 상기 탭은 톱니의 외면에 걸쳐서 플레이트, 이에 의하여 스페이서, 들이 서로 멀어지는 방향으로 이동하는 것을 허용하고, 수축하여 플레이트, 이에 의하여 스페이서, 들이 서로 가까워지는 방향으로 이동하는 것을 방지하는 것을 특징으로 하는 인공보철장치.

청구항 12

척주를 안정화시키기 위하여 척주의 2개의 척추골 사이에 삽입되는 인공보철장치에 있어서 상기 장치는,

하나의 척추골과 결합하기 위한 제1 스페이서;

또 다른 척추골과 결합하기 위한 제2 스페이서; 및

스페이서들을 연결하고, 척추골 사이의 거리에 맞추어 스페이서들 사이의 거리를 변화시키기 위하여 스페이서들 사이의 상대적 이동을 허용하는 연결수단을 포함하는 것을 특징으로 하는 인공보철장치.

청구항 13

제12항에 있어서, 상기 연결수단은 한쪽 면에 형성된 톱니를 구비하며 스페이서에 각각 장착되는 2개의 플레이트를 포함하며, 한 플레이트의 하나 또는 그 이상의 톱니는 서로 다른 축방향 위치에서 스페이서들을 고정시키기 위하여 다른 플레이트의 하나 또는 그 이상의 톱니와 맞물리는 것을 특징으로 하는 인공보철장치.

청구항 14

제12항에 있어서, 플레이트 주위에 연장되어 축을 유지함으로써 스페이서들을 유지하기 위한 리테이너를 추가로 포함하는 인공보철장치.

명세서

기술 분야

<1> 본 발명은 척추 안정을 위한 척추간 인공보철장치 및 그 이식방법에 관한 것이다.

배경 기술

<2> 인체의 척주(vertebral columns)에서 인접한 척추골 사이에서 연장되는 척추관은 인접한 척추골 사이에서 중요한 지지 역할을 제공한다. 이러한 척추관은 사고나 퇴화, 질병 또는 이와 유사한 것에 의하여, 인접한 척추골 사이의 척추간 공간이 붕괴되어 척추관이 적어도 그 지지 기능의 일부를 상실할 정도까지 파열, 변질 및/또는 돌출될 수 있는데, 이는 신경뿌리의 손상 및 심한 통증을 야기한다.

<3> 이러한 경우에, 인접한 척추골 사이 척주의 전면과 후면 양쪽에 이식되어 인접한 척추골 사이의 척추간 공간의 붕괴를 방지하고 따라서 척주의 안정을 위한 척추간 인공보철장치가 설계된다.

<4> 그러나 이러한 장치의 대다수가 삽입하기 어렵고 종종, 골격에 최적의 맞춤을 제공하지 못한다.

발명의 상세한 설명

<5> 본 발명의 일 구현예에 따른 척추간 인공보철장치는, 개선된 생체역학 및 증대된 강도를 제공하고 삽입하기 용이하며 또한 골격과의 개선된 맞춤성을 제공함으로써 상기와 같은 문제점을 극복한다.

<6> 본 발명의 다양한 구현예들은 하나 또는 그 이상의 상기 기술적 특징 및 장점을 가질 수 있으며, 또는 상기 종래 기술에 존재하는 하나 또는 그 이상의 문제점에 대한 해결책을 제공할 수 있다.

<7> 도 1 및 도 2를 참조하면, 도면부호 10은 인간의 척주(10)를 나타낸다. 척주(10)의 아래 부분이 도시되어 있으며, 허리부(12), 척추골(V6) 및 꼬리뼈(16)를 포함한다. 가슴부와 목부를 포함하는 척주(10)의 신축적이고 부드러운 부분은 도시하지 않았다.

- <8> 척추(10)의 허리부(12)는 척추관(D1, D2, D3, D4)에 의해 분리되는 5개의 척추골(V1, V2, V3, V4, V5)을 포함하며, 척추관(D1)은 척추골(V1, V2) 사이에서 연장되며, 척추관(D2)는 척추골(V2, V3) 사이에서 연장되고, 척추관(D3)는 척추골(V3, V4) 사이에서 연장되며, 척추관(D4)는 척추골(V4, V5) 사이에서 연장된다.
- <9> 척추골(V6)은 5개의 융착된 척추골을 포함하며, 그들 중 하나가 척추골(V5)와 척추관(D5)에 의해 분리된 상 척추골(V6)이다. 영치뼈(14)의 다른 4개의 척추골은 집합적으로 (V7)이라 칭한다. 척추관(D6)은 4개의 융착된 척추골(기호 미도시)을 포함하는 꼬리뼈(16)로부터 척추골(V6)을 분리한다.
- <10> 도 3을 참조하면, 척추골(V4)은 두 백질판의 접합점에서 후면으로 뺄어나는 가시돌기(22)의 양쪽 측면으로 연장되는 2개의 백질판(20a, 20b)을 포함한다. 2개의 가로돌기(24a, 24b)는 백질판(20a, 20b)에서 각각 측면으로 뺄어난다. 2개의 관절돌기(26a, 26b)는 백질판(20a, 20b)에서 각각 상면으로 뺄어나며, 2개의 관절돌기(28a, 28b)는 백질판(20a, 20b)에서 각각 하면으로 뺄어난다. 하면의 관절돌기(28a, 28b)는 면접합을 형성하기 위하여 척추골(V5)의 상면 관절돌기에 얹힌다. 다른 척추골(V1-V3, V5)들도 척추골(V4)와 유사하기 때문에 그들은 상세하게 설명하지 않는다.
- <11> 도 4를 참조하면, 전술한 하나 이상의 원인으로, 척추골(V4, V5)은 척추관(D4)에 의해 적절하게 지지받지 못하고 있음을 상정할 수 있으며, 따라서 상기 척추골들에 대한 추가적인 지지와 안정화의 제공이 필요하다. 이를 위하여, 본 발명의 일 구현예에 따른 척추간 인공보철장치(40)가 척추골(V4, V5)의 가시돌기(22) 사이에 이식된다.
- <12> 도 5에 장치(40)가 상세하게 도시되어 있으며, 일 단부에 길이 방향의 굴곡진 슬롯(42a)이 형성된 것을 제외하고는 실질적으로 사각형의 단면을 갖는 견고한 스페이서(42)를 포함한다. 슬롯(42a)은 도 4에 도시된 척추골(V4)을 포함하여 어떠한 척추골(V1-V7)의 돌기(22)도 수용할 수 있도록 크기가 정해진다. 일 단부에 길이 방향의 굴곡진 슬롯(44a)이 형성된 것을 제외하고는 실질적으로 사각형의 단면을 갖는 또 다른 견고한 스페이서(44)가 제공된다. 슬롯(44a)은 척추골(V5)에서 돌기(22)(도 4)를 수용한다. 스페이서(42, 44)는 비교적 소프트한 재질로 제작되는 것이 바람직하다.
- <13> 조절수단(50)이 스페이서(42, 44)를 연결하며 각 부재들이 상호간에 각각 축방향으로 이동하는 것을 허용한다. 조절수단(50)은 스페이서(44)의 끝(44b)에서 연장되는 브라켓(52)을 포함하며, 스페이서에 통상의 방법에 의해 연결된다. 브라켓(52)은 베이스(52a)와, 서로 이격되어 평행하며 베이스에서 수직으로 연장되는 2개의 다리(52b, 52c)를 포함하는 실질적으로 U-형 단면을 갖는다. 내부에 나사홈을 구비한 개구부(52d)가 베이스(52a)를 관통하여 형성된다.
- <14> 조절수단(50)은 또한 스페이서(42)의 일단에서 연장되며 스페이서에 통상의 방법으로 연결된 플레이트(56)를 포함한다. 플레이트(56)는 사각형 단면을 가지며 브라켓(52)의 내부로, 즉 베이스(52a)와 2개의 다리(52b, 52c)에 의해 정의되는 브라켓(52)의 부분으로 연장될 수 있도록 크기가 정해진다. 길다란 슬롯(56a)이 플레이트(56)를 관통하여 형성된다.
- <15> 외부에 나사니가 있는 몸통부를 가지며, 플레이트(56)의 슬롯(56a)에 연장되어 나사홈에 나사결합하는 고정나사(58)가 제공된다. 나사(58)는 직경이 슬롯(56a)의 넓이보다 큰 헤드부를 갖는다.
- <16> 외과시술 전의 초기 설치로서, 플레이트(56)가 브라켓(52) 내에 위치하며 나사(58)는 슬롯(56a)을 관통하여 브라켓(52)의 개구부(52d)에 나사결합한다. 그리고, 나사(58)는 브라켓(52) 내에서 플레이트(56)를 유지하는데 필요한 정도로만 조이고 스페이서(42, 44)의 상대적인 축방향 이동을 허용하는데, 슬롯(56a)은 축방향 이동의 한계를 정의한다.
- <17> 도 4를 참조하면, 장치(40)는 척추골(V4)와 척추골(V5)의 돌기(22) 사이에 이식된다. 이때 외과의사는 매뉴얼로 조절수단(50)(도 5)을 조절할 수 있으며, 따라서 수술중에 상술한 방법에 의해서 척추골(V4, V5)의 가시돌기(22)가 스페이서(42, 44)의 노치(42a, 44a)에 연장되어 최적으로 위치될 때까지 스페이서(42, 44) 사이의 거리를 조절할 수 있다. 만일 필요하면, 스페이서(42', 44)는 연장된 위치에서 유지시키는 한편 필요한 만큼 축방향 이동은 허용하는 한도로 나사(58)가 조여진 상태에서, 도 5에서 점선으로 도시된 통상의 디스트랙터(59)가 상기 조절을 보조하기 위하여 사용될 수 있다. 최적의 설치가 이루어지면, 고정나사(58)는 플레이트를 브라켓(52)에 고정하기 위하여 플레이트(56)에 대하여 조여지며, 스페이서(42, 44)는 원하는 위치에 고정된다.
- <18> 장치(40)가 상기한 방법에 의하여 이식된 후, 장치는 스페이서(42, 44)간의 상대적인 이동에 의하여 척추(10)(도 1)에 스트레스를 가하는 환자의 여러 움직임에 대응하고 이러한 움직임을 수용할 수 있다. 예를 들어, 환

자가 뒤로 구부리면 스페이서(42, 44)는 서로 가깝게 이동하며, 나사(58)는 상대적인 축방향 이동을 허용한다. 만일 환자가 앞으로 구부리면, 고정나사(58)가 축방향 상대적인 이동을 허용함에 따라 스페이서(42, 44)의 축방향 거리가 증가한다. 상기 두 경우에 환자가 정상 위치로 복귀하면 고정나사(58)는 스페이서(42, 44)가 원래 위치로 돌아가는 것을 허용한다.

- <19> 만일 상기 후면 방향으로의 이동이 극단적인 경우 스페이서(42, 44)는 그들의 최종단 위치에 도달할 수 있다. 이 위치에서 대응하는 스페이서(44)의 일단과 인접하는 스페이서(42)의 일단은 스페이서(42)가 비교적 소프트한 재질로 제작되었기 때문에 약간 압축된다.
- <20> 이상과 같이 장치(40)는 삽입하기 용이하며, 인접한 척추골의 돌기 사이에서 최적의 설치를 제공하고, 환자의 움직임에 대응하여 축방향 거리를 변동하도록 개량되었다.
- <21> 도 6을 참조하면, 도면부호 60으로 도시된 또 다른 구현예인 척추간 인공보철장치 또한 척추골(V4, V5)의 가시돌기(22) 사이에 이식되도록 제작되었다.
- <22> 장치는 전술한 실시예와 동일한 스페이서(42, 44)를 포함하나, 도면부호 62로 도시된 것과 같은 상이한 연결수단을 이용한다.
- <23> 연결수단(62)은 스페이서(42)의 일단에서 연장되며 스페이서에 통상의 방법으로 연결되는 플레이트(64)를 포함하고, 스페이서(44)의 일단(44b)에서 연장되는 플레이트(66)는 다른 스페이서에 통상의 방법으로 연결된다. 플레이트(64, 66)의 내측면에는 톱니가 제공된다. 리테이너(retainer, 69)가 플레이트(64, 66)의 주위에 연장되며, 명확하게 하기 위하여 도 6에 부분적으로 도시하였다.
- <24> 외주면에 톱니를 갖는 스피어 기어(68)가 플레이트(64, 66) 사이와 브라켓의 양끝 사이에 장착된다. 기어의 톱니(68)는 플레이트의 톱니(64, 68)와 결합하여 기어의 회전은 플레이트 상호간에 병진운동을 일으킨다. 도시하지 않았으나, 기어(68)에 통상의 토션 스프링을 부착하여 한 방향으로의 기어의 회전은 스프링이 감기어 타이트하게 되며 회전이 끝나면 스프링이 풀려 기어를 다른 방향으로 회전시킬 수 있다는 것을 이해할 수 있다.
- <25> 알렌 렌치(Allen wrench)나 이와 유사한 연장을 사용하여 기어(68)를 매뉴얼로 회전시키기 위한 개구부(68a)가 제공된다. 이를 위하여, 도시하지는 않았으나 기어의 대응하는 일단이 접하는 브라켓(69)의 한 단면에 기어의 개구부(68a)가 접근할 수 있도록 개구부가 형성될 수 있다.
- <26> 도 4를 참조하면, 장치(60)는 전술한 바와 같이 장치(40)와 동일한 방법으로 척추골(V4, V5)의 돌기(22) 사이에 삽입된다. 이때 외과의사는 척추골(V4, V5)의 가시돌기(22)가 스페이서(42, 44)의 노치(42a, 44a)에 연장되어 최적으로 위치할때까지 기어(68)를 돌려 스페이서(42, 44) 사이의 간격을 조절할 수 있다. 만일 필요하면, 도 5에의 구현예에서 도시된 디스트랙터(59)가 상기 조절을 보조하기 위하여 사용될 수 있다.
- <27> 장치(60)가 상기한 방법에 의하여 이식된 후, 장치는 스페이서(42, 44)간의 상대적인 이동에 의하여 척추(10)(도 1)에 스트레스를 가하는 환자의 여러 움직임에 대응하고 이러한 움직임을 수용할 수 있다. 예를 들어, 환자가 뒤로 구부리면 스페이서(42, 44)는 서로 가깝게 이동하며, 나사(68)는 상대적인 축방향 이동을 허용한다. 만일 환자가 앞으로 구부리면, 고정나사(68)가 축방향 상대적인 이동을 허용함에 따라 스페이서(42, 44)의 축방향 거리가 증가한다. 상기 두 경우에 환자가 정상 위치로 복귀하면 스프링은 스페이서(42, 44)가 원래 위치로 돌아가도록 기어(68)를 전술한 방법에 의하여 회전시킨다.
- <28> 만일 상기 후면 방향으로의 이동이 극단적인 경우 스페이서(42, 44)는 그들의 최종단 위치에 도달할 수 있다. 이 위치에서 대응하는 스페이서(44)의 일단과 인접하는 스페이서(42)의 일단은 스페이서(42)가 비교적 소프트한 재질로 제작되었기 때문에 약간 압축된다.
- <29> 이상과 같이 장치(40)는 삽입하기 용이하며, 인접한 척추골의 돌기 사이에서 최적의 설치를 제공하고, 환자의 움직임에 대응하여 축방향 거리를 변동하도록 개량되었다.
- <30> 그 결과, 스페이서(42, 44)의 길이방향 또는 축방향 거리는 척추골(V4, V5)의 돌기(22) 사이의 거리에 따라서 조절될 수 있다. 이와 같이, 장치(60)는 삽입하기에 용이하며 척추골(V4, V5) 사이에서 최적 설치를 제공한다. 또한 상기 기어(68)의 매뉴얼 회전은 플레이트(64, 66) 사이, 따라서 스페이서(42, 44) 사이, 의 상대적인 축방향 이동을 야기한다. 그 결과, 스페이서(42, 44)의 길이방향 또는 축방향 거리는 척추골(V4, V5)의 돌기(22) 사이의 거리에 따라서 조절될 수 있다.
- <31> 척추간 인공보철장치의 또 다른 구현예가 도 7의 도면부호 70으로 도시되어 있으며, 역시 척추골(V4, V5)의 가

시돌기(22) 사이에 이식되도록 설계되어 있다.

- <32> 장치(70)는 전술한 구현예와 동일한 스페이서(42, 44)를 포함하나, 도면부호 72로 도시된 것과 같은 상이한 연결수단을 이용한다.
- <33> 연결수단(72)은 도면에 도시된 바와 같이 스페이서(42)의 일단에서 아래쪽으로 연장되는 플레이트(74)를 포함하며 스페이서에 통상의 방법으로 연결되어 있다. 플레이트(76)는 스페이서(44)의 일단(44b)에서 윗쪽으로 연장되며, 또 다른 스페이서에 통상의 방법으로 연결된다.
- <34> 플레이트(74)의 내측면에는 수평면에서 아래쪽으로 연장되는 각진면을 갖는 다수의 래치트 톱니(74a, ratched teeth)가 제공된다. 신축성 탭(76a)이 플레이트(76)와 함께 형성되며 플레이트(76)의 내측면에서 바깥쪽으로 빠져나와 있다. 탭(76a)의 길이는 각각의 톱니(74a)의 각진면을 따라 연장될 수 있고 각각의 톱니의 바로 위에 있는 톱니의 수평면과 바로 인접할 수 있도록 설계된다. 리테이너(78)가 플레이트(74, 77)의 주위에 연장되며, 명확히 하기 위하여 단면을 도시하였다.
- <35> 이와 같이, 플레이트(74), 따라서 스페이서(42)가 플레이트(76), 따라서 스페이서(44)에 대하여 윗방향으로 매뉴얼로 이동할 수 있으며, 밋/또는 플레이트(76) 따라서 스페이서(44)가 플레이트(74), 따라서 스페이서(42)에 대하여 아랫방향으로 이동할 수 있다. 상기 이동 중에, 탭(76a)은 톱니(74a)의 외주면을 따라서 걸쳐 있으며 이동이 정지하면 탭은 각각의 톱니의 각진면을 따라 바깥쪽으로 나온다.
- <36> 장치(70)는 도 4에 도시되고 전술한 바와 같이 장치(40)와 동일한 방법으로 척추골(V4)와 척추골(V5)의 돌기(22) 사이에 삽입된다. 이때 외과의사는 척추골(V4, V5)의 가시돌기(22)가 스페이서(42, 44)의 노치(42a, 44a)에 연장되어 최적으로 위치할때까지 전술한 방법으로 스페이서(42, 44) 사이의 간격을 조절할 수 있다. 만일 필요하면, 도 5에의 구현예에서 도시된 디스트랙터(59)가 상기 조절을 보조하기 위하여 사용될 수 있다.
- <37> 연결수단(72)의 또 다른 형태가 도 8의 도면부호 72'로 도시되었다. 연결수단(72')은 도 7의 수단(72)와 유사하며 플레이트(74, 76)와 리테이너(78)를 포함한다. 그러나 수단(72)의 래치트 톱니(74a)는 제거되었으며 수단(72')의 플레이트(74)의 외주면에는 사각형 단면을 갖는 다수의 축방향으로 이격된 다수의 톱니(74b)가 형성된 인덴테이션(indentations)이 제공된다.
- <38> 신축성 탭(76b)이 플레이트(76) 내측면의 잘려진 부분에서 밖으로 굽어져 나와 있으며, 탭의 길이는 플레이트(74)가 플레이트(76)에 대하여 윗쪽 방향으로 이동할 경우 밋/또는 플레이트(76)가 플레이트(76)에 대하여 아랫쪽 방향으로 이동할 경우 톱니(74b)를 따라 걸칠 수 있도록 설계된다. 이러한 이동이 정지하면, 탭(76b)은 플레이트(74)가 플레이트(76)에 대하여 아랫쪽 방향으로 이동하거나 밋/또는 플레이트(76)가 플레이트(74)에 대하여 윗쪽 방향으로 이동하는 축방향 이동을 정지시키기 위하여 인접한 톱니(74b) 사이의 인덴테이션으로 들어간다.
- <39> 도 8의 장치는 척추골(V4, V5)의 돌기(22) 사이에 삽입되며 스페이서(42, 44) 사이의 거리는 전술한 방법에 의해서 조절되며, 따라서 척추골(V4, V5)의 가시돌기(22)는 스페이서(42, 44)의 노치(42a, 44a)에 연장되어 최적으로 위치한다.
- <40> 그 결과, 플레이트(74, 76) 간, 따라서 스페이서(42, 44) 간의 서로 멀어지는 방향으로의 상대적인 이동이 허용되며, 서로 가까워지는 방향으로의 상대적인 이동이 방지된다.
- <41> 따라서, 도 8의 연결수단(72')는 도 7의 수단(72)과 동일한 잇점을 갖을 수 있게 된다.
- <42> 도 9A-9C를 참조하면 또 다른 구현예의 척추간 인공보철장치가 도면부호 80으로 도시되어 있으며, 전술한 구현예의 스페이서(42)와 유사한 견고한 스페이서(42')를 포함한다. 스페이서(42')는 비교적 소프트한 재질로 제작되며 도 4의 척추골(V4)을 포함한 어떠한 척추골(V1-V7)의 돌기(22)를 수용하기 위한 곡면부(42a')를 갖는다. 도 9A 및 도 9B의 구현예에 따르면, 스페이서(42')의 하단부에 실질적으로 사각형의 절개부위(42b')가 제공된다. 전술한 구현예의 스페이서(44)도 제공되는데 예에 대하여는 앞에서 설명하였으므로 상세한 설명은 생략한다.
- <43> 조절수단(82)이 각 부재들의 축방향으로의 이동을 허용하면서 스페이서(42', 44)들을 연결한다. 조절수단(82)은 도시된 바와 같이 스페이서(44)의 상단부에서 연장하는 브라켓(84)을 포함하며, 스페이서에 통상의 방법으로 연결된다. 브라켓(84)은 베이스(84a)와, 서로 이격되어 평행하며 베이스에서 수직으로 연장되는 2개의 다리(84b, 84c)를 포함하는 실질적으로 U-형 단면을 갖는다. 내부에 나사홈을 구비한 개구부(84d)가 베이스(84a)를

관통하여 연장된다.

- <44> 조절수단(82)은 또한 스페이스(42')의 절개면(42b') 베이스에서 연장되며 스페이스에 통상의 방법으로 연결된 플레이트(86)를 포함한다. 플레이트(86)는 사각형 단면을 가지며 브라켓(84)의 내부로, 즉 베이스(84a)와 2개의 다리(84b, 84c)에 의해 정의되는 브라켓의 부분으로 연장될 수 있도록 크기가 정해진다. 길다란 슬롯(86a)이 플레이트(86)를 관통하여 형성된다.
- <45> 외부에 나사나사가 있는 몸통부를 가지며, 플레이트(86)의 슬롯(86a)을 관통하여 연장되어 브라켓(84)의 나사홈을 구비한 개구부(84d)에 나사결합하는 고정나사(88)가 제공된다. 나사(88)는 직경이 슬롯의 넓이보다 큰 헤드부를 갖는다.
- <46> 외과시술 전의 초기 설치로서, 플레이트(86)가 브라켓(84) 내에 위치하며 나사(88)는 슬롯(86a)을 관통하여 브라켓(84)의 개구부(84d)에 나사결합한다. 그리고, 나사(88)는 브라켓(84) 내에서 플레이트(86)를 유지하는데 필요한 정도로만 조이고 스페이스(42', 44)의 상대적인 축방향 이동을 허용하는데, 슬롯(86a)은 축방향 이동의 한계를 정의한다.
- <47> 도 9B에 조립된 약간 연장된 위치에 있는 스페이스(42', 44)가 도시되어 있으며, 연장되는 정도는 물론 인접하는 돌기(22)들의 거리에 의존한다. 본 발명에서는 도 4를 참조하면, 장치(40)는 외과수술 중에 척추골(V4)와 척추골(V5)의 돌기(22) 사이에 이식된다. 이때 외과의사는 매뉴얼로 조절수단(82)을 조절할 수 있으며, 따라서 수술중에 상술한 방법에 의해서 척추골(V4, V5)의 가시돌기(22)가 스페이스(42', 44)의 노치(42a', 44a)에 연장되어 최적으로 위치될 때까지 스페이스(42', 44) 사이의 거리를 조절할 수 있다.
- <48> 만일 필요하다면, 도 9A에서 점선으로 도시되고 위에서 설명된 디스트랙터(59)가 상기 조절을 보조하기 위하여 사용될 수 있다. 이어서 고정나사(88)는 스페이스(42', 44)가 도 9B의 연장된 위치에서 필요에 따라 도 9C의 완전히 오픈된 위치까지 이동을 허용하는 한도 내에서 조여지며, 슬롯(86a)의 길이가 그 한계가 된다.
- <49> 장치(80)가 상술한 방법에 의하여 이식된 후, 장치는 스페이스(42', 44)간의 상대적인 이동에 의하여 척추(10)에 스트레스를 가하는 환자의 여러 움직임에 대응하고 이러한 움직임을 수용할 수 있다. 예를 들어, 환자가 뒤로 구부리면 스페이스(42', 44)는 서로 가깝게 이동하며, 나사(88)는 상대적인 축방향 이동을 허용한다. 만일 환자가 앞으로 구부리면, 고정나사(88)가 축방향 상대적인 이동을 허용함에 따라 스페이스(42', 44)의 축방향 거리가 증가한다. 상기 두 경우에 환자가 정상 위치로 복귀하면 고정나사는 스페이스(42', 44)가 원래 위치로 돌아가는 것을 허용한다.
- <50> 만일 상기 후면 방향으로의 이동이 극단적인 경우 스페이스(42', 44)는 도 9C에 도시된 바와 같이 그들의 최종단 위치에 도달할 수 있다. 이 위치에서 대응하는 스페이스(44)의 일단과 인접하는 스페이스(42')의 일단은 스페이스(42')가 비교적 소프트한 재질로 제작되었기 때문에 약간 압축된다.
- <51> 이상과 같이 장치(80)는 삽입하기 용이하며, 인접한 척추골의 돌기 사이에서 최적의 설치를 제공하고, 환자의 움직임에 대응하여 축방향 거리를 변동하도록 개량되었다.
- <52> 도 10A-10C를 참조하면, 본 발명의 또 다른 구현예인 척추간 인공보철장치가 도면부호 90로 도시되었으며, 역시 척추골(V4, V5)의 가시돌기(22) 사이에 이식되도록 제작되었다.
- <53> 장치(90)는 전술한 실시예와 동일한 스페이스(42, 44)를 포함하나, 도면부호 92로 도시된 것과 같은 상이한 연결수단을 이용한다.
- <54> 도 10A를 참조하면, 연결수단(92)은 도면에 도시된 바와 같이 스페이스(42)의 하단에서 아래쪽으로 연장되는 플레이트(94)를 포함하며 스페이스에 통상의 방법으로 연결되어 있다. 플레이트(94)의 내측면에는 수평면에서 아래쪽으로 연장되는 각진면을 갖는 다수의 래치트 톱니(94a)가 제공된다. 플레이트(96)는 스페이스(44)의 상단에서 위쪽으로 연장되며, 또 다른 스페이스에 통상의 방법으로 연결된다. 플레이트(96)의 내측면에는 수평면에서 위쪽으로 연장되는 각진면을 갖는 다수의 래치트 톱니(96a)가 제공된다. 톱니(96a)는 톱니(94a)와 맞물려 있다.
- <55> 도 10B는 2개의 아래쪽 톱니(94a)가 스페이스(42, 44)를 연장된 위치에서 고정하기 위하여 2개의 위쪽 톱니(96a)와 맞물려 있는 장치(90)의 작동예의 상태를 도시한다. 도 10C는 모든 톱니(94a)가 스페이스(42, 44)를 또 다른 연장된 위치에서 고정하기 위하여 모든 톱니(96a)와 맞물려 있는 장치(90)의 또 다른 작동예의 상태를 도시한다. 도 10B 및 도 10C의 위치에서, 단면으로 도시된 리테이너(98)가 플레이트(94, 96) 주위에 연장되어 플레이트를 확보하며, 따라서 스페이스(42, 44)의 위치가 확보된다. 스페이스(42, 44)는 또한 결합되는 톱니

(94a, 96a)의 수에 따라서 전술한 위치와 다른 축방향 위치에서 고정될 수도 있다.

<56> 장치(90)는 도 4에 도시되고 전술한 바와 같이 장치(40)와 동일한 방법으로 척추골(V4)와 척추골(V5)의 돌기(22) 사이에 삽입된다. 이때 외과의사는 척추골(V4, V5)의 가시돌기(22)가 스페이서(42, 44)의 노치(42a, 44a)에 연장되어 최적으로 위치할 때까지 전술한 방법으로 스페이서(42, 44) 사이의 간격을 조절할 수 있다. 만일 필요하면, 도 5의 구현예에서 도시된 디스트랙터(59)가 상기 조절을 보조하기 위하여 사용될 수 있다.

<57> <변 형>

<58> 본 발명의 요지를 벗어나지 않는 범위내에서 변형이 가능함을 이해할 수 있으며, 그 변형에는 다음과 같다.

<59> - HA 코팅, BMP 또는 이와 유사한 뼈 성장을 촉진하는 통상의 물질이 상기 구현예의 하나 또는 모든 장치에 결합될 수 있다.

<60> - 가시돌기와 어댑터를 보다 확실하게 확보하기 위하여 스페이서(42, 42', 44)의 표면 및 노치(42a, 42a', 44b)는 톱니, 리지(ridges), 널링(knurling) 등으로 처리될 수 있다.

<61> - 스페이서는 가시돌기에 클램핑(clamping) 작용을 제공하기 위하여 영구히 변형되는 물질로 제작될 수 있다.

<62> -한쪽 또는 양쪽의 스페이서(42, 42', 44)는 뼈 성장의 통합을 증진시키기 위하여 스페이서를 관통하는 개구부를 형성할 수 있다.

<63> - 스페이서(42, 42', 44) 및 이와 관련된 수단(50, 62, 82, 92)들은 형태, 크기, 조성 및 물리적 특성을 다르게 할 수 있다.

<64> - 도 5 및 도 9A-9C의 구현예에서, 브라켓은 스페이서(42, 42')에 연결되고 플레이트(56, 86)는 스페이서(44)에 연결될 수 있다.

<65> - 하나 또는 양쪽의 스페이서(42, 42', 44)는 스페이서를 척추골이나 가시돌기에 부착시키기 위한 사슬을 수용하기 위한 스페이서를 관통하는 개구부를 갖을 수 있다.

<66> - 도 5 및 도 9A-9C의 구현예에서, 브라켓(52)은 고정나사(58)에 의한 방법이 아닌 다른 방법으로 플레이트(56)에 고정될 수 있다.

<67> - 도 6의 구현예에서, 오직 하나의 플레이트(64, 66)만이 톱니를 가질 수도 있다.

<68> - 도 7, 8, 10 A-C의 구현예에서, 톱니의 형태, 갯수, 간격 뿐 아니라 도 7, 8의 탭의 형태도 변형될 수 있다.

<69> - 상기 구현예의 인공보철장치는 상술한 곳이 아닌 척추의 다른 척추골 사이에 위치할 수 있다.

<70> - 사슬장치(a tethering device)를 부착하기 위하여, 상기 구현예의 하나 또는 그 이상의 장치에 양방향 돌기 또는 그와 유사한 것이 제공될 수 있다.

<71> - 상기 구현예의 인공보철장치는 인접한 척추골 사이의 척추관을 제거하는 추간관 절제술 또는 적어도 하나의 척추골을 제거하는 척추체 제거술 이후의 두 척추골 사이에 삽입될 수 있다.

<72> - 상기 구현예의 인공보철장치는 가시돌기 사이보다는 인접하는 척추골의 단면 사이에 삽입될 수 있으며; 및

<73> - 전술한 "아래", "위", "사이", "신축성의, 소프트한", "하부", "상부", "바닥" 등의 공간을 지칭하는 용어는 단지 설명을 위한 목적이며, 전술한 구조를 특정한 구조나 위치로 한정시키는 것은 아니다.

<74> 전술한 특정한 구현예는 본 발명의 실시예의 예시를 위한 것이다. 따라서 본 발명의 요지를 벗어나지 않는 범위 내에서 당업자에게 알려진 다양한 변형은 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 이해되어야 한다. 청구항에서, 수단 플러스 기능식 구절은 인용된 기능을 수행하기 위하여 본 명세서에서 개시된 구조들을 포함하며 구조적인 균등(structural equivalents) 뿐만 아니라 균등한 구조물(equivalent structure)을 포함한다. 따라서, 못과 나사가 못은 목재 부위를 결합하기 위하여 실린더 형태의 표면을 채우고 나사는 나선형의 표면을 채우는 점에서 구조적인 균등은 아니나, 목재 부위를 결합한다는 점에서 균등한 구조물이다.

도면의 간단한 설명

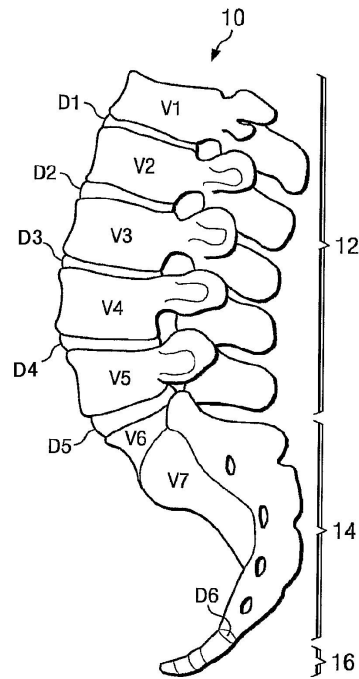
<75> 도 1은 성인 인간 척추의 측면도이다.

<76> 도 2는 도 1 척추의 배면도이다.

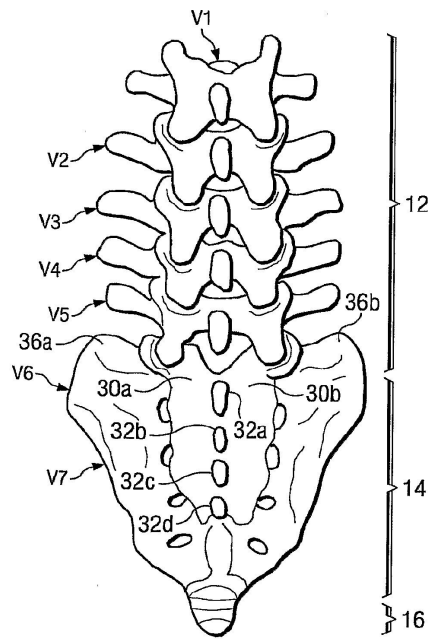
- <77> 도 3은 도 1 및 2의 척추의 하나의 척추골에 대한 확대 정면도이다.
- <78> 도 4는 본 발명에 따른 인공보철장치가 인접한 척추골 사이에 삽입된 모습을 도시한 도 1 및 2의 척추의 부분 확대도이다.
- <79> 도 5는 도 4의 인공보철장치의 확대 분해도이다.
- <80> 도 6-8 및 9A-9C 또 다른 구현예에 따른 인공보철장치를 도시한 도면이다.
- <81> 도 10A-10C는 도 7의 장치의 또 다른 구현예를 도시한 도면이다.

도면

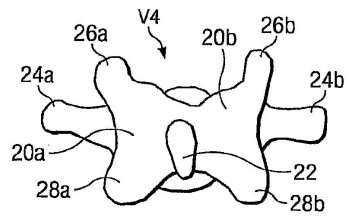
도면1



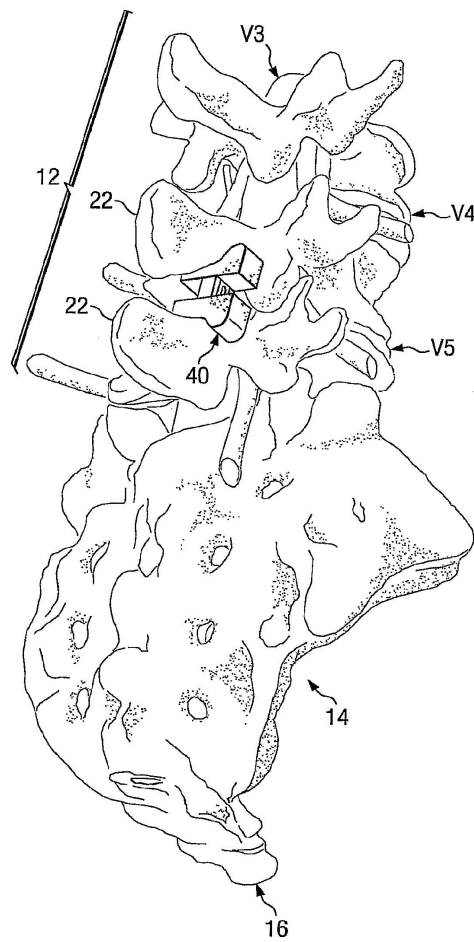
도면2



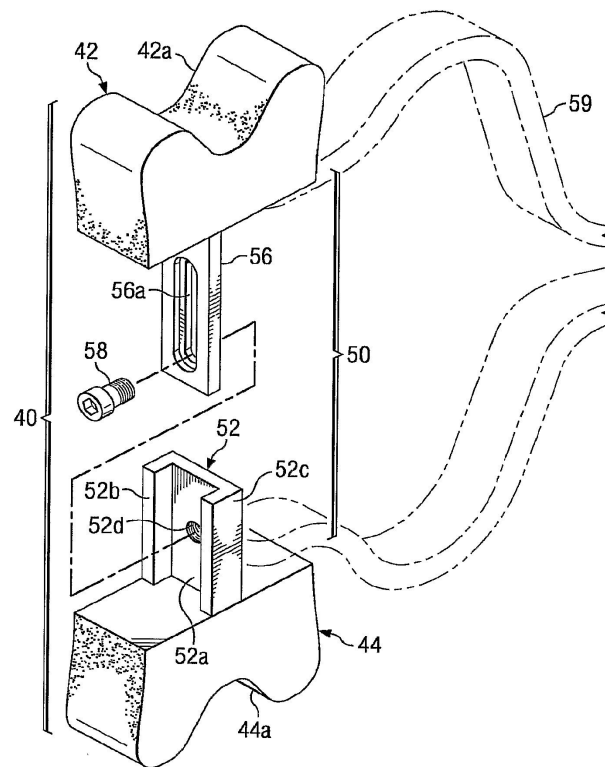
도면3



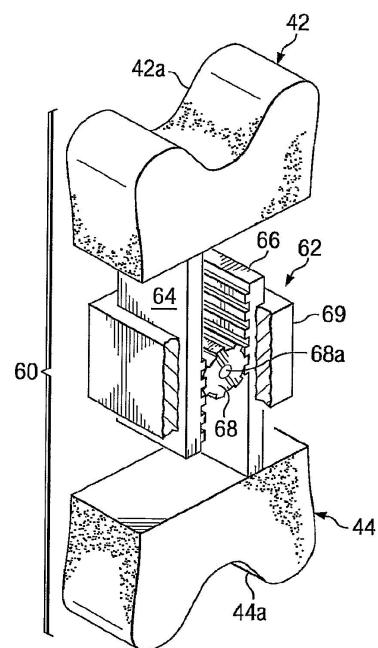
도면4



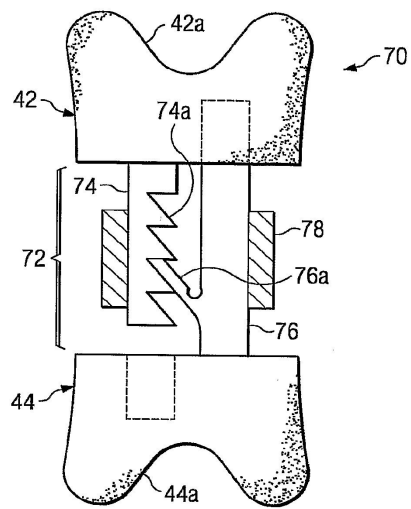
도면5



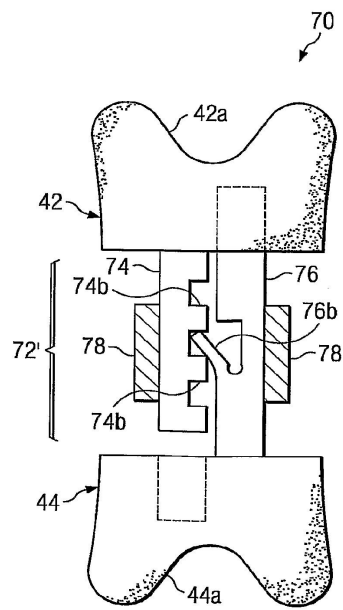
도면6



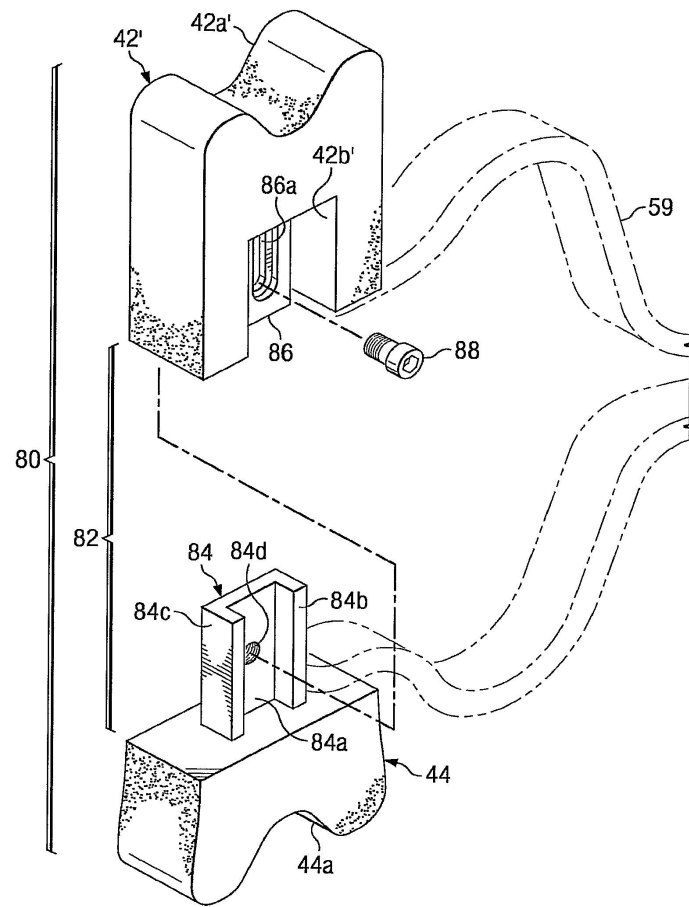
도면7



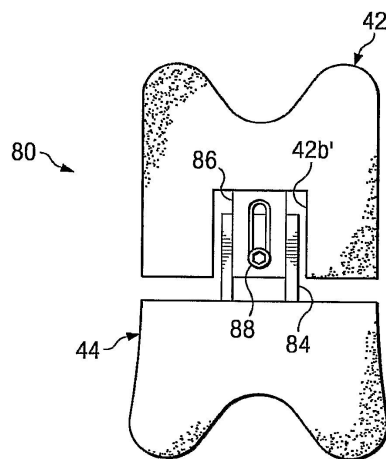
도면8



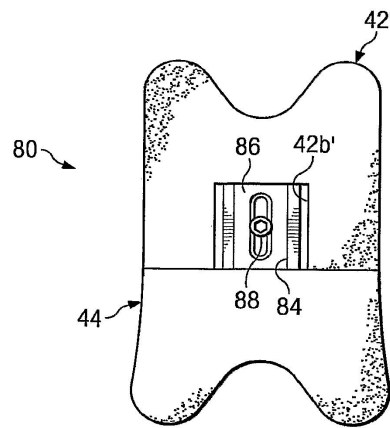
도면9a



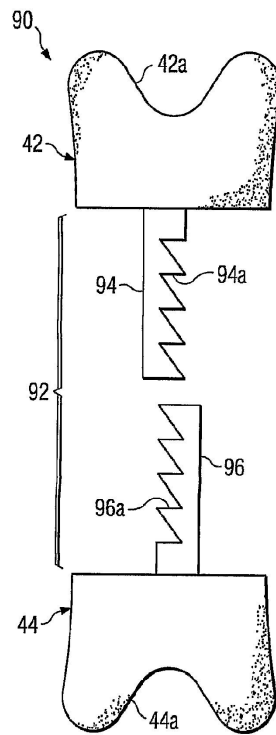
도면9b



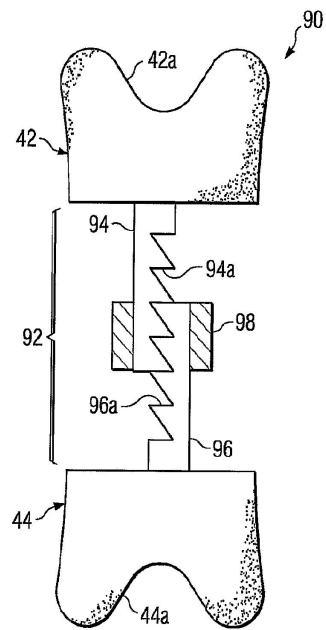
도면9c



도면10a



도면10b



도면10c

