

(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(51) Int. Cl. ⁷ A61F 2/76 A61F 2/78	(45) 공고일자 2002년 11월 13일 (11) 등록번호 10-0318703 (24) 등록일자 2001년 12월 12일
(21) 출원번호 10-1995-0705673 (22) 출원일자 1995년 12월 11일 번역문제출일자 1995년 12월 11일 (86) 국제출원번호 PCT/US1994/06345 (86) 국제출원일자 1994년 06월 09일 (81) 지정국	(65) 공개번호 특 1996-0702993 (43) 공개일자 1996년 06월 19일 (87) 국제공개번호 WO 1994/28824 (87) 국제공개일자 1994년 12월 22일 국내특허 : 기네 오스트레일리아 바베이도스 불가리아 브라질 캐나다 체코 헝가리 일본 북한 대한민국 스리랑카 마다가스카르 몽고 노르웨이 뉴질랜드 폴란드 루마니아 슬로바키아 우크라이나 베트남 중국 라트비아 우즈베키스탄 AP ARIPO특허 : 말라위 수단 EA 유라시아특허 : 벨라루스 카자흐스탄 러시아 EP 유럽특허 : 핀란드 OA OAPI특허 : 코트디부아르
(30) 우선권주장 074781 1993년 06월 10일 미국(US)	
(73) 특허권자	카린 테크놀러지 인코포레이티드 미국, 캘리포니아 90712, 레이크우드, 프리미어 애비뉴 4929
(72) 발명자	개리 카린 미켈슨 미국, 캘리포니아 90291, 베니스, 셔먼 캐널 438
(74) 대리인	이병호

심사관 : 김성수

(54) 척추임플란트를 삽입하는 척추 디스트랙터

명세서

<1> 발명의 배경

기술분야

<2> 본 발명은 손상된 척추 디스크(spinal disc)를 제거한 후에 남아있는 추간공간(intervertebral space)에 인공 융합 임플란트(artificial fusion implant)를 배치하는 것에 관한 것으로서, 특히 임플란트를 삽입하는 장치와 그 방법에 관한 것이다.

<3> 종래기술

<4> 상처받은 척추의 체절(segment)을 오랫동안 안정시킬 목적으로, 융합(fusion: 합체된 뼈의 연속 가교부(continuous bridge)를 경유하여 두 개 이상의 뼈를 함께 연결시킴)이 실시될 수 있다. 상기 기술분야의 기술자들에게 잘 알려진 것으로서 체내 융합(interbody fusion)이 있으며, 이 체내 융합은 디스크가 부분적으로 절개되고, 뼈가 보다 정상적인 공간 상호관계를 회복할 목적으로, (인접 척추간의) 상기 디스크 물질에 의해 미리 점유되고 있었던 그 공간내에 배치되어 안정성을 제공하는 것으로서, 다시 말하면, 기계적 지지에 의해서는 짧은 기간동안, 척추간의 뼈의 영구 교차 결합(permanent cross bonding)에 의해서는 오랜 기간동안 안정성을 제공한다. 디스크 공간내에서 융합을 발생시키기 위해서는, 삽입된 뼈 이식조직(graft)이 보다 많은 혈관 망상조직(스폰지)의 뼈(vascular cancellous bone)와 직접 접촉할 수 있도록, 그리고 이로써 양쪽 뼈의 생성물들과 양쪽 척추 표면에 대한 이식조직의 치유에 의해, 상기와 같이 발생된, 그렇지만 조절할 수 있는 "골절(fracturing)"을 신체가 치유하여 그들이 뼈의 연속 관절을 이룰 수 있도록, 뼈의 경화 외측판(hardened outside plate: 단부판(endplate))을 뚫고 삽입되거나 외측판을 절삭함으로써 척추가 융합될 수 있도록 준비할 필요가 있다.

<5> 본 발명의 목적은 임플란트를 제공하며 디스크 물질을 제거한 후에 남아있는 추간 공간내에 임플란트를 삽입하는 장치와 방법을 제공하고, 상기 위치에서 모든 움직임을 영구적으로 제거하는 것이다. 이를 위하여, 본 발명에 따른 장치는 디스크 중간(interspace)을 점유하는 공간과, 이탈하지 않도록 하는 단단한 자기 안정성과, 국부 이동을 제거하도록 하는 인접 척추의 안정성을 가지며, 또한, 결과에 대한 영속성을 보장하기 위해서, 척추간 뼈 융합에 본질적으로 참여할 수 있다.

<6> 현재로서는 손상된 디스크의 제거 후에 남아있는 공간에 뼈를 배치할 수도, 그렇지 않을 수도 있다. 상기 공간내에 아무것도 배치하지 않게 되면, 신경에 손상을 초래할 수도 있는 공간의 붕괴를 허용하며, 다시 말해서 공간이 상처 조직으로 채워져 결국에는 헤르니아(herniation)를 재발시킬 수도 있다. 뼈를 사용하여 공간을 채우게 되면, 환자로 부터 뼈를 얻기 위해 추가의 수술을 필요로 하고 가장 유용한 형태로 이용하기 위한 가능성에 제한을 주며, 그리고 만일 다른 방법으로 얻는다면 살아있는 뼈세포가 부족하고 심각한 감염 위험을 가지며, 또한 사고 희생자로부터 일반적으로 얻게 되므로 제한된 공급으로 인한

여 최선의 방법은 아니다. 더욱이, 뼈의 생성원(source)에 관계없이, 오직 최저 한도의 구조를 이루며, 이탈에 대하여 스스로 안정되거나 인접한 척추를 안정시킬 수 있는 수단이 부족하다.

<7> a. 종래기술에 따른 임플란트

<8> 지금까지, 이용 가능한 디스크 인공 보철(prosthesis: 인공 디스크)을 개발하기 위해서 광범위한 시도가 있어 왔다. 손상된 디스크를 대체하며 종간의 높이를 회복시키고 척추 연결부의 정상적인 움직임을 회복하고자 설계상의 장치가 사용되기도 하였다. 그러나 상기 장치는 의학적으로 이용할 수 없었다. 이러한 인공 보철이나 인공 디스크 대체물들은 척추의 움직임을 보호하고자 하는 것이며 본 발명과 다른 것으로서 다음과 같은 것들이 있다.

<9> 가요성 디스크 임플란트를 기술한 스테르스터드(STUBSTAD)의 미국특허 제 3,867,728 호.

<10> 장치의 이탈을 방지하기 위하여 파일형 표면 돌출부를 구비한 가요성 디스크 대체물을 기술한 쿤쯔(KUNTZ)의 미국특허 제 4,349,921 호.

<11> 척추를 상호 이격시키도록 일련의 스프링을 내장하고 이탈에 저항하기 위하여 스파이크(spike)된 외표면을 구비한 모션 보존 임플란트(motion preserving implant)를 기술한 파틸(PATIL)의 미국특허 제 4,309,777 호.

<12> 이탈에 저항하기 위하여 두 개의 대향 스테드(stud)형 돌출부를 구비한 모션 보존 브래더형 디스크(motion preserving bladder-like disc replacement)를 기술한 프론닝(FRONING)의 미국특허 제 3,875,595 호.

<13> 상호 보상의 대향 오목 및 볼록 표면을 포함하는 모션 보존 임플란트를 기술한 파시오(FASSIO: 프랑스인)의 미국특허 제 2,372,622 호.

<14> 요약하면, 상기 장치들은 이들이 손상된 디스크의 제거 후에 추간 공간내에 배치된다는 점에서 본 발명과 유사하지만, 이들이 척추 움직임을 보호하고자 한다는 점에서, 척추 관절에서의 모든 움직임을 영구적으로 제거하고자 하는 본 발명과 완전히 다른 것이다.

<15> 종래기술에 관련된 두 번째 분야는 근본적으로 완전히 제거된 척추를 대체하기 위해 이용되는 장치에 관한 것이다. 상기 제거는 광범위한 척추 골절이나 종양(tumor)에 일반적으로 수반되는 것이며 디스크병의 치료와는 관련이 없다. 본 발명이 디스크 공간에 배치되는 것임에 비해서, 이들 다른 척추 장치들은 적어도 하나의 척추가 미리 제거되어 그 결과 더 이상 "디스크 공간"이 존재하지 않기 때문에 디스크 공간내에 배치될 수 없다. 더욱이, 이들 장치들은 제거된 척추(제거된 디스크가 아님)를 기계적으로 대체하는 일시적 구조 부재로서의 역할을 수행하고자 한다는 점에서 제한적이며, 십자형 척추 뼈 융합(cross vertebra bony fusion)을 얻기 위하여 골형성 물질(osteogenic material)의 공급에 근본적으로 참여하지 않는다. 따라서, 골형성원(osteogenic source)을 제공하는 본 발명과 달리, 상기 장치들은 종래기술을 이용하여 뼈 융합 과정을 구성하는 추가의 외과 수술에서 사용되어야 한다.

<16> 디스크 대체물이라기 보다는 척추 지주물(strut)로 구성된 이러한 장치들에는 다음과 같은 것들이 있다.

<17> 나사식 침쇠형 척추 지주를 기술하는 우(wu)의 미국특허 제 4,553,273 호.

<18> 소실 척추체를 신장시키는 긴 고정 스테플(staple)이 추가된 나사식 침쇠형 척추 지주를 기술하는 레자이안(RIZAIAN)의 미국특허 제 4,401,112 호.

<19> 전체 척추를 제거하므로써 남겨진 갭을 신장시키고 소실 뼈(척추)를 대체하기 위해 사용되는 아크릴성 시멘트용 앵커로서 역할하기 위한 스크류 메카니즘으로 신장된 대형 신연(distractible)성 스파이크를 기술하는 카프(KAPP)의 미국특허 제 4,554,914 호.

<20> 적어도 한 개의 척추가 제거된 후에 이식되고 제거된 척추 하부와 상부에서 척추내로 나사 결합하기 위한 메카니즘으로 구성된 척추 지주 메카니즘을 기술하는 오길비(OGILVIE)의 미국특허 제 4,636,217 호.

<21> 요약하면, 이러한 디바이스들은 이들이 척추 대체 지주들이고, 골절 융합에 기본적으로 참여하지 않으며, 전체 척추가 미리 제거된 한정 환경에서만 주입 가능하고, 디스크병의 치료용으로 사용되거나 설계되지 않는다는 면에서 본 발명과 다른 것이다.

<22> 본 발명에 관련된 종래기술의 세 번째 분야는 척추의 표면들 중 하나에 적용 되도록 설계된 모든 디바이스를 포함한다. 상기 디바이스는 후크와, 와이어와, 나사에 의해 부착되는 모든 형태의 플레이트와, 지주와, 로드를 포함한다. 상기 디바이스는 이들이 디스크 공간내에 삽입되지 않고, 더욱이 융합을 위한 골형성 물질의 공급에 참여하지 않는다는 점에서 본 발명과 현저하게 다른 것이다.

<23> 따라서, 영구 척추 고정기 필요한 곳에서는, 보충적인 메틸메탈크리레이트 시멘트(methylmethacrylate cement)의 사용이나 종래의 방법으로 실시되는 척추 융합을 구성하는 추가적인 외과 수술이 필요하다. 척추에 적용되지만 디스크 공간내에 있지 않는 상기 디바이스에는 다음과 같은 것들이 있다.

<24> 대규모의 체질을 통하여 척추를 고정시키기 위한 와이어로써 척추의 후반부에 부착된 U형 금속 봉을 기술하는 스티븐(STEPHENS)의 미국특허 제 4,604,995 호.

<25> 형상에 의해서만 제자리에 유지되도록 요추(lumbar spine)를 따라 후부에 배치되고, 최대 중량을 환자의 디스크로 이동시키기 위해서 척추를 완전 굴곡 상태로 록킹하므로써 척추 칼럼의 후부를 가로질러 압력을 차단하기 위한 금속 칼럼 장치를 기술하는 노울스(KNOWLES)의 미국특허 제 2,677,369 호.

<26> 다른 장치들은 단순히 로드(예로서, 해링톤, 루크, 콘트렐-듀보세트, 질케), 와이어 또는 케이블

(드와이어), 플레이트와 스크류(스태피), 또는 스트러트(던, 노울스)의 사용상의 단순 변형체이다.

- <27> 요약하면, 이 장치들 중의 어느 것도 디스크 공간이 되도록 설계되거나 또는 디스크 공간내에 사용될 수 없다. 더욱이, 이러한 장치들은 손상된 디스크를 대체하고, 뼈의 융합의 발생에 참여하지 않는다.
- <28> 고려되어야 할 관련 종래기술의 다른 분야는 손상된 디스크의 제거후에 척추 중간내에 위치되도록 설계된 장치에 관한 것이고 그 위치에서 추가적인 움직임을 제거하는 것이다.
- <29> 그러한 장치는 이식 가능 장치와 제한된 기구를 기술하는 백비(BAGBY)의 미국특허 제 4,501,269 호에 포함된다. 이용된 방법은 다음과 같다: 접합부를 가로질러 횡방향으로 구멍이 드릴링되고, 구멍보다 큰 직경의 중공 금속 바스켓이 구멍에 부딪치며, 그후 중공 금속 바스켓은 드릴링에 의해 발생된 뼈 부스러기로 채워진다.
- <30> 본 발명(장치, 기구, 방법)은 백비의 발명과 다소 유사한 것으로 나타날 수도 있으나, 그것은 매우 미약하며, 여러 가지 차이점이 포함되어 있으며 매우 중요하다. 이러한 차이점은 다음과 같다.
- <31> 1. 안전 - 본 발명은 완전히 보호된 기구의 시스템을 제공하며 그 결과 모든 연속 생명 유지 구조물(예로서, 대동맥, 신경구조)들이 완전히 보호된다. 본 발명의 기구는 또한 드릴에 의한 과도한 관통을 불가능하게 한다. 예로서 목뼈내의 그러한 과도한 관통은 환자의 전체적 마비 또는 사망을 발생시키며, 가슴뼈에서는 완전한 마비를 발생시킬 것이다. 유추에서는 완전한 마비를 일으키거나 대동맥, 정맥 또는 장골 혈관을 치명적으로 관통할 것이다.
- <32> 본 발명은 정위치에 지혈하며 나사로 죄여지는 반면에, 백비의 장치는 대조적으로 정위치에 때려 박힌다. 백비는 임플란트가 드릴링된 구멍보다 상당히 크고 때려 박혀야 한다고 기술한다. 그러나 이것은 매우 위험하고, 이러한 파운딩(pounding)은 부상에 대해 취약한 척추 코드 바로 위에 나타난다. 더욱이, 예로서 요추에서 본 발명을 척추 코드 및 신경으로부터 멀리 삽입하는 것이 가능한 반면에, 백비 장치는 항상 척추 코드를 향해서 바로 박혀야만 한다.
- <33> 또한, 백비 장치는 많은 저항을 받으면서 유연한 구멍 내로 박히게 되고 그것을 고정할 특정한 설계 특징이 부족하므로, 장치는 강력한 퇴출에 매우 민감하며, 그것은 환자에게 큰 위험을 부과하며 치료에 실패를 일으킬 수 있다. 본 발명은 대조적으로 정위치에 견고하게 나사조임되고 매우 특수한 잠금 나사로써 가능한 이탈을 방지할 수 있다. 척추 코드, 척추 신경 및 혈관의 인접으로 인해서, 백비장치에서 발생할 수 있는 임플란트의 이탈은 중대한 재앙을 일으킬 수도 있다.
- <34> 2. 광범위한 이용성 - 백비 장치는 척추 앞으로부터만 삽입될 수 있으나, 대조적으로 본 발명은 목뼈, 가슴뼈 및 요추내에 사용될 수 있고 요추내에 뒤(후부)로부터 삽입될 수 있다. 본 장치의 목적이 디스크병을 치료하는 것이며, 디스크병의 치료를 위한 모든 요추 수술의 99% 이상이 뒤로부터 수행되며, 본 발명은 이러한 치료에 쉽게 이용될 수 있으나 백비 장치는 출원서의 설명에 따르면 상기 치료에 이용될 수 없다는 점에서 이것은 대단히 중요하다.
- <35> 3. 디스크 제거 - 백비의 발명은 드릴가공단계 전에 디스크의 완전한 제거를 필요로 하는 반면에, 본 발명은 디스크 제거의 별도의 과정을 제거하고, 디스크를 효과적으로 제거하며 단일 단계로 척추 단부판을 준비한다.
- <36> 4. 필요한 시간 - 융합을 시작하기 전에 디스크를 제거하는데 시간이 소모되지 않으므로 본 발명은 백비 발명에 비해 시간을 절약한다. 또한, 본 발명에 의해서, 수술은 보호 기구의 시스템을 통해 실시되고, 수술을 통해서 여러 가지 유연한 이식조직 추출기를 위치시키고 대처하는 데에 시간이 계속해서 소모되지 않는다.
- <37> 5. 임플란트 안정성 - 임플란트의 이탈은 장치 고장의 중요한 원인(비성공적인 치료 결과)이 될 수 있고, 환자를 마비시키거나 사망을 일으킬 수 있다. 상술한 바와 같이, 백비 장치는 안정성을 얻기 위한 특정 수단이 부족하며, 그것은 척추 이완을 달성하기 위해서 저항에 대항하여 박히므로, 장치를 밀어내는 원래의 위치로 복귀하고자 하는 2개의 이완된 척추의 경향에 의한 강력한 이탈에 민감하다. 그러나 본 발명은 정위치에 나사 삽입된다. 척추 사이에는 나사를 해제하는 힘이 존재하지 않으므로, 압력만으로는 임플란트를 이탈시킬 수 없다. 임플란트는 그 설계에 따라 고유하게 안정적이다. 또한, 본 발명의 나사는 상기와 같이 형성된 각각의 탭의 말단이 무디게 되고 뒤틀려져서 사고로 인한 나사의 풀림에 저항하도록 주기적으로 중단된다는 점에서 매우 세분화되었다. 그러한 "잠금 나사"를 가진 임플란트를 제거하기 위해서는 기구내에 포함된 특수한 추출기를 사용할 필요가 있다. 본 발명의 안정성은 접합부(fit)의 마찰을 증가시키고 또한 임플란트 자체의 케이싱내로의 척추뼈의 직접적인 성장을 허용하는 "뼈 성장" 표면 조직화를 제공함으로써 백비 장치에 비해 더욱 향상되었다.
- <38> 6. 척추 안정성 - 본 발명은 자체 안정화될 뿐만 아니라, 그것은 또한 백비장치가 할 수 없는 적어도 세 가지 방법으로 인접 척추에 안정성을 제공한다. 첫째, 백비 장치는 중심에서 연결부를 가로질러 횡방향으로 위치되고, 시소에 사용되는 원통위의 보드처럼 척추가 이 둥근 원통형 축 위에서 전후 방향으로 자유롭게 뒤로되고 배치된다. 둘째, 백비 장치는 미끄럼에 저항하는 특정한 설계특징이 부족하므로, 장치에 대해 또한 서로에 대해 척추의 변위를 허용하는 제 3의 동체로서 작용할 수 있다. 셋째, 임의의 장치가 그것이 적절히 안착된 상태로 유지되면 안정성을 제공할 수 있다. 본 발명은 고유하게 안정하며, 따라서 인접 척추를 안정시킬 것이다. 백비 장치에서와 같이 치료될 척추의 안정성은 백비 임플란트의 이탈을 일으킬 수 있어서 척추 안정성의 추가적 손실을 일으킨다.
- <39> 7. 중간의 붕괴 - 본 발명과 백비 장치는 둘 다 중간의 압축력에 견디도록 조립되지만, 중간은 임플란트가 척추내에 안착될 때 동체 중량하에서 붕괴될 수 있다. 이것은 단위 면적당 하중에 관련된다. 본 발명은 적어도 네가지 방법에서 백비 장치보다 우수하다.
- <40> 첫째, 본 발명은 하중을 분산시키기 위해 상당히 넓은 표면적을 제공한다. 둘째, 백비 장치는 중심에 위치되지만, 본 발명은 뼈가 더욱 피질층을 이루고 림(rim)을 향해 외부로 더욱 강화되고자 하는 양

측에 위치된다. 셋째, 본 발명은 I 형 빔 효과를 달성하는 하중을 지지하는 반면에, 백비 장치는 그렇지 못하다. 넷째, 임플란트에 인접한 뼈의 붕괴를 일으키는 것은 압력만이 아니고, 뼈에 대한 임플란트의 압력하의 운동에 의해 야기되는 뼈의 부식에 의해서도 일어난다. 상술한 여섯 번째 항(척추 안정성)에서 설명한 바와 같이, 본 발명은 혼자서도 그러한 운동에 크게 저항할 수 있으며, 부식과 중간 붕괴의 가능성을 감소시킬 수 있다.

- <41> 8. 뼈 성장 표면 조직 - 본 발명은 척추로부터 직접 임플란트 자체의 캐스팅 재료로 뼈의 성장을 유도하는 종래의 공지 기술로써 표면 처리를 실시한다. 백비장치는 유사한 특징을 갖지 않는다(L.A. 이들 뼈 성장 요소의 예를 목록하기를 원한다).
- <42> 9. 융합물질 - 백비의 발명은 디스크를 제거하고 그 다음 인접 척추 사이에 구멍을 드릴링하는 단계를 필요로 한다. 여기서 정골 크레스트(ilial crest)로부터 뼈골(marrow)을 만드는 순수뼈의 코어를 가지고, 그 다음 특수 프레스를 사용하여 재료 자체가 임플란트의 각 셀로부터 사실적으로 돌출할 때까지 뼈 형성 재료의 매우 조밀 압축된 코어에 이식 장치를 강력하게 주입한다.
- <43> 10. 융합 성취의 가능성 - 척추내의 융합 속도는 노출된 혈관 뼈 베드 영역의 양, 이동 가능한 융합물질의 질과 양, 그리고 일정한 다른 모든 요소로 얻어진 안정화 정도에 직접 연관이 있는 것으로 알려져 있다. 그후, 융합 속도가 최적의 이식 안정성(#5), 최적의 척추 안정성(#6), 뼈 성장 표면처리(#8), 양호한 융합 물질(#9)과 보다 크게 노출된 척추 경질 표면 영역(#7)에 의해, 백비 장치와 비교하면 본 발명이 보다 우수한 것을 예측할 수 있다.
- <44> 본 발명에 관련된 종래 기술의 다른 분야는 "뼈 성장"에 관련된다. 이와 관련된 재료 제조 방법 또는 장치 또는 재료 자체를 기술하는 특허는 다음과 같다.
- <45> 미국특허 No. 4,636,526(DORMAN), No. 4,634,720(DORMAN), No. 4,542,539(ROWE), 4,405,319(COSENTINO), No. 4,439,512(SMALL), No. 4,168,326(BROEMER), No. 4,535,485(ASHMAN), No. 3,987,499 (SCHAHBACR), No. 3,605,123(HAHN), No. 4,608,052(VAN KAMPEN), No. 4,698,375(DOHMAN), No. 4,661,536(DORMAN), No. 3,952,334(BOKROS), No. 3,905,047(LONG), No. 4,693,721(DOCHEYNE), No. 4,070,514(ENTHERLY).
- <46> 그러나, 본 발명의 임플란트가 뼈 성장 기술에 이용되면 종래기술과 함께 이용될 수 있다.
- <47> b. 종래기술의 기구와 방법
- <48> 이하에서 척추 임플란트를 삽입하는 종래의 장치와 방법의 연혁을 기술한다.
- <49> 1956년에, 랄프 클로워드(Ralph Cloward)는 경부의 척추(cervical spine)의 전방면(전면)을 준비하고 그 다음 융합하는 방법과 기구를 개발했다. 클로워드는 융합될 디스크를 외과 수술로 제거하고 그 다음에 프롱(prong)과, Y형 발판을 가진 강성 드릴 가이드를 정렬기 로드 위에 위치시키고 상기 프롱을 정렬하도록 인접 척추에 내장시키므로 디스크 공간에 인접한 뼈로부터 드릴링하기가 용이하다. 대형 발판이 척추의 전면에 대항해 놓여지면, 드릴링의 깊이를 제어하는 고정 기준점으로도 작용한다. 리이밍(구멍 뚫기)은 두개의 대항 절단 원호를 대항 척추 표면으로부터 만든다. 그후 드릴링 전에 놓여진 관형 드릴 가이드는 완전히 제거된다. 형성된 홈보다 매우 큰 직경의 원통형 뼈 맞춤못은 이미 드릴된 홈에 삽입된다. 클로워드의 방법과 기구는, 단지 전방면과 경부의 척추의 영역에서의 용도에 대해 설명되고 제한되어 있다. 홈은 척추 코드가 놓여지는 후방면의 용도를 결정할 수 있는 중간 정도의 크기이다.
- <50> 클로워드의 방법으로 삽입되어지는 뼈 이식조직은 반드시 드릴링된 홈보다 직경이 크므로, 이식 조직은 드릴 가이드를 통해 삽입될 수 없다. 이것은 드릴 가이드의 제거를 지적하고 이식조직의 삽입 상태를 완전히 보호하지 못한다. 그러므로 클로워드의 방법과 기구는 후부 분야에 적합하지 못하다.
- <51> 또한, 수술동안 발생된 뼈와 연골의 부스러기뿐만 아니라 기구로부터 나온 세밀한 구조체에 계속적인 보호를 제공하지 못하므로, 후방면 분야에 클로워드의 방법이 적합하지 않다. 또한, 클로워드에 의해 기술된 드릴 가이드는 발판이 신경을 파괴하면, 후에 척추 혈관내에 놓여질 수 없다. 발판을 완전히 제거하는 클로워드의 드릴 가이드의 개량은 안전성이 부족하고 안착하는 깊이를 조절하기 어렵다고 하는 가공할 수 없는 기구를 여전히 갖고 있다.
- <52> 그럼에도 불구하고, 윌터버거(Wilterberger, B.R., Abbott, K.H., "Dowel Intervertebral Fusion as Used in Lumbar Disc Surgery," The Journal of Bone and Joint Surgery, Volume 39A, pg. 234-292, 1957)에는 후방면으로부터 신경 루트 사이의 거추장스러운 척추내로 그리고 디스크 공간을 가로질러 홈을 비보호 드릴하고, 그후 상기 공간내에 버튼형 맞춤못의 스택을 삽입하는 방법이 기술되어 있다. 윌터버거가 원형 드릴링과 맞춤못 융합의 개념을 취하고 이것을 후방면으로부터 거추장스러운 척추에 공급하는 것을 제안하고 있지만, 수술과정에서 충분히 안전하지 못하며 급격한 파괴가 일어나므로 개선된 방법을 제공하지 못하며 기구면에서 진보된 것이 없다.
- <53> 클록(Crock, H.V., "Anterior Lumbar Interbody Fusion- Indications for its Use and notes on Surgical Technique," Clinical Orthopedics, ~u Volume 165, pg. 157-163, 1981)은 거추장스러운 척추의 전방 체내 융합에 대한 기술과 기구를 설명하고 있다. 여기서, 전방에서 비보호된 후방으로 디스크 공간을 가로질러 나란히 2개의 대형 홈을 드릴하고 그 다음에 준비된 홈보다 큰 적어도 부분적으로 원통형인 2개의 이식조직내로 삽입된다.
- <54> 종래기술에서 보면, 단부판을 준비하는 드릴링을 이용하는 체내 척추 융합의 성능에 대한 방법과 기구에 관해서 다수의 결함이 있음을 알 수 있다.
- <55> 척추 외과 수술의 대부분이 거추장스러운 척추와 후방면으로부터 이루어지면, 종래기술은 일반적으로 척추에 대해서, 특히 거추장스러운 척추로의 후방 접근에 대해서 다수의 결함을 나타낸다.
- <56> 이들 결함은 다음과 같다.

- <57> 1. 수술과정, 특히 드릴링전과 이식조직의 삽입후까지 주변 조직의 보호 실패.
- <58> 2. 수술과정 동안 발생된 부스러기와, 경질과, 연질의 포획 실패.
- <59> 3. 원통형 드릴 구멍과 뼈 이식조직의 최적 접촉의 실패, 삽입의 부조화로 인한 직경의 불일치.
- <60> 4. 드릴링전 최적의 드릴 크기 결정 실패.
- <61> 5. 드릴링전 디스트랙션의 최적량 결정 실패.
- <62> 6. 인접 척추 사이의 정상 공간 관계를 회복하도록 디스트랙션의 양을 최적으로 할 수 없음.
- <63> 7. 안전한 수술과정을 실시하기 위하여 척추 혈관[신경 루트와 이중 액낭사이]내의 충분한 가공 공간을 만들 수 없음.
- <64> 8. 후방으로 조밀한 오차가 필요할 때의 드릴 가이드상의 발판의 부재, 드릴링이 척추 단부판에 평행하게 신뢰적으로 이루어질 수 없음.
- <65> 9. 대향하는 척추 표면으로부터 동등한 뼈 제거를 보장할 수 없음.
- <66> 10. 척추 혈관내에서 그중 드릴 구멍에 대한 적당한 병렬식 위치 설정의 결정을 할 수 없음.

<67> 발명의 간단한 요약

<68> 본 발명은 일련의 인공 임플란트를 포함하며, 본 발명의 목적은 손상된 디스크의 절개 후에 추간 공간을 가로질러 직접 뼈융합을 실시하는 것이다. 이러한 임플란트들은 구조상 척추 사이의 공간에서 발생된 실제적인 힘에 견딜 수 있는 뼈보다 강한 부하에 견디는 장치이다. 본 발명에 따른 장치는, 임플란트에 뼈를 접착하도록 인접 척추에 재질적으로 영향을 끼칠 목적으로 자생 뼈(autogenous bone)와 같은 융합 촉진 재료로 적재될 수 있는 복수의 대형 셸과 개구를 가진다. 상기 임플란트 케이싱은, 융합을 촉진시키며 임플란트의 안정성을 더욱 향상시키기 위해 "뼈 성장 표면"을 얻는 임의의 공지기술에 의해 달리 처리되거나 표면 조직화가 가능하다.

<69> 본 발명의 장치는, 척추들 사이의 공간내에 안정성을 향상시키고 이동을 방지하며 더 나아가서는 인접한 척추의 관절을 안정시키도록 설계된다.

<70> 임플란트 삽입용 척추를 준비하는 본 발명의 방법과 장치는, 디스크의 신속하고 안전한 제거와, 척추의 준비와, 융합의 실시와, 척추 관절의 내부 안정화를 허용한다.

<71> 본 발명은 새로운 기구를 이용하는 체내 척추 융합 방법이며, 보호 관형 부재는 수술과정 중 드릴링 과정 이전에 배치되어 이식조직이 완전히 정착될 때까지 제자리에 놓여있다.

<72> 바람직한 실시예에서 두 개의 디스트랙터는 양호한 간격으로 2개의 인접 척추를 분리하기 위해 사용된다. 일단부에서 톱니를 갖는 중공 외부 슬리브는, 디스트랙트가 제거될 때 제자리에 척추를 유지하기 위해 일측면상에서 인접한 척추내로 관통되고, 축소 직경을 갖는 중공 내부 슬리브는 외부 슬리브에 삽입되며, 드릴 정지부를 갖는 드릴은 바람직한 깊이의 구멍을 드릴링하기 위해 중공 내부 슬리브를 통하여 통과되며 그리고 이식조직이 상기 구멍에 삽입된다. 상기 방법은 디스크의 다른 측부에서 반복된다.

<73> 요약하면, 본 발명의 장치 및 방법은 일체의 디섹토미(discectomy)와 접합 및 체내 척추 고정을 제공하기 위한 외과 수술에서 실시된다.

<74> 장치의 설명

<75> 본 발명의 방법 및 장치는 다음과 같은 장점을 갖는다.

<76> 1. 본 발명은 주변 조직의 보호를 제공하여 안전하다. 외부 슬리브는 섬세한 연화조직 구조체와, 신경과, 혈관 및 임플란트의 여러 가지 섬세한 외과 기구 통로의 조직 외측부에 위치된다. 또한 그것은, 영역에서 가능한 최저량을 차지하고, 수동 수축과 밀접한 스트레칭을 피하며, 모든 원주 방향으로 동시에 주변 조직의 수축과 보호를 제공하는 수동 보유 리트랙터를 향상시킨다. 그리고 그것은 부드럽고 굴곡된 표면으로 아주 폐쇄적이다.

<77> 2. 본 발명은 과도한 임플란트의 침투나 기구의 위험에 대하여 보호를 제공하여 안전하다.

<78> 3. 본 발명은 외과 수술상의 측면에서 안전하며 상처는 수술동안 발생된 부스러기로부터 보호된다.

<79> 4. 본 방법이 과도한 침투에 의해 직접적인 손상으로부터 그리고 연질 조직에 직접적으로 절대 보호를 제공하기 때문에 본 발명은 안전하다. 그것은 더욱 효과적이며 효율적인 파워 기구의 사용에 안전하다.

<80> 5. 본 발명은 진행과정을 통하여 척추를 단단히 융합되도록 유지한다.

<81> 6. 본 발명은 진행과정을 통하여 척추를 나란하게 융합되도록 지명한다.

<82> 7. 본 발명은 진행과정을 통하여 척추를 디스트랙트하게 융합되도록 유지한다.

<83> 8. 본 발명은, 외부 슬리브를 통하여 삽입된 모든 기구가 평행한 단부판과 디스크 공간을 통하여 동축으로 그리고 동일하게 중심에 삽입되도록 보장한다.

<84> 9. 본 발명은, 미검사 상태의 좌측부가 임플란트의 진행과 삽입에 저항하고 스트리핑(striping)을 더욱 유력하게 한다면, 공간 사이를 붕괴시키는 고압축력에 대항하므로써 임플란트의 삽입을 용이하게 할 수 있다.

<85> 10. 본 발명은 진행과정의 범위와 사용을 확대시키며, 그리고 척추를 통하여 진행과정을 안전하

게 하므로써 자체적으로 체내 척추 임플란트를 유사하게 확대시킨다.

- <86> 11. 본 발명은 명확한 크기를 이룬 임플란트를 사용할 수 있는 능력을 증가시킨다.
- <87> 12. 본 발명에 있어서 모든 침투기구의 단부는 무딘 면으로 형성한다.
- <88> 13. 본 발명에 있어서 모든 기구는 과침투를 피하기 위해 예정 깊이에서 정지된다.
- <89> 14. 본 발명에 있어서 외부 슬리브의 설계는 특정 외과 축부의 공간 제한에 따른다.
- <90> 15. 본 발명에 있어서 제 2 내부 슬리브의 사용과 설계는, 외부 슬리브의 내측 직경과 드릴 자체의 외측 직경 사이의 크기 차이를 허용한다. 상기 차이는 임플란트의 원주방향을 따른 나사선의 깊이와 산출된 디스트랙션의 합계를 수용하기 위해 필요하다.
- <91> 16. 본 발명에서 중심축 리세스를 구비한 특정 설계의 드릴 비트는, 단일 유닛으로서 내부 슬리브와 드릴 비트를 제거하므로써 외부 슬리브를 방해하지 않고도 제거될 수 있는 드릴링에 의한 부산물의 안전한 수집을 허용한다.
- <92> 17. 본 발명에서 특별히 설계된 관형 톱은, 자체 임플란트 오목부의 내부 직경보다 약간 작지만 긴 길이의 뼈 코어 제거를 허용할 수 있다.
- <93> 18. 본 발명에 있어 특별히 프레스는, 임플란트 내부로 자생 뼈의 긴 코어를 삽입하고 가압을 허용하는 것과 같이, 그것은 임플란트 자체를 통하여 압출 성형한다.
- <94> 19. 본 발명에서 특별히 설계된 드라이버 익스트랙터는, 작업자의 신중한 접촉 해제를 제외하고, 이식체로부터 자체 분리하지 않고 삽입되거나 제거되도록 임플란트에 부착된다.
- <95> 20. 본 발명에서 프리디스트랙션(predistract)은 작업 공간을 증가시킨다.
- <96> 21. 본 발명의 디스트랙터는 직접적인 파인더(directional finder)로서 작용 하도록 자기 방향 설정된다.
- <97> 22. 본 발명에서 디스트랙터는 다음 뼈 제거를 위한 중심 포스트로서 작동하는 대향 척추면 사이에 자기 중심 설정된다.
- <98> 23. 본 발명에서 프리디스트랙션은 인접 척추 표면으로부터 뼈의 균등한 제거를 보장한다.
- <99> 24. 본 발명에서 프리디스트랙션은 드릴된 구멍과 장치 사이의 완전 일치를 보장한다.
- <100> 25. 본 발명에서 프리디스트랙션은 드릴링이 척추 단부판과 평형하도록 보장한다.
- <101> 26. 본 발명에서 프리디스트랙션은 드릴링 이전에 최적 디스트랙션의 결정을 허용한다.
- <102> 27. 본 발명에서 프리디스트랙션은 드릴링 이전에 정확한 인공 보철 크기를 확인할 수 있다.
- <103> 28. 본 발명에서 프리디스트랙션은 이식에 저항하는 중간을 가로질러 압축하중을 완화시키므로써 장치 삽입을 용이하게 한다.
- <104> 29. 본 발명에서 프리디스트랙션은 삽입동안 뼈의 스트립핑의 가능성을 저하시킨다.
- <105> 30. 본 발명에서 프리디스트랙션은 드릴링의 변경 불가능한 결과 이전에 요구되는 위치 설정과, 공간 설정과, 병행을 제공한다.
- <106> 31. 본 발명에서 프리디스트랙션은 외과 진행과정을 통하여 디스크 공간과 대향 척추의 견고한 안정화를 제공한다.
- <107> 32. 본 발명에서 프리디스트랙션은, 장치가 삽입하고자 하는 척추를 따로 안내할 필요가 없도록 대향 척추의 압축 하중의 체크상태로 유지될 때 삽입하기 쉽게 임플란트를 제공한다.
- <108> 33. 본 발명에서 프리디스트랙션은, 더 많은 임플란트가 전체 직경과 의도된 목적에 제공될 수 있을 때 더 효과적인 임플란트를 허용하는 반면, 동일하게 유지하기 위한 가능성과 프리디스트랙션의 장점없이도, 임플란트 전단부의 중요 부분은 대향 척추를 분리하도록 제공할 필요가 있다.
- <109> 34. 본 발명은 주변 조직에 위험이 없을 때 표면 돌출이나 예리한 나사를 통하여 임플란트를 사용할 수 있게 한다.
- <110> 35. 본 발명은 수술시에 외과의사가 그것의 선택물질과 함께 하중을 가하도록, 또는 외과의사에 공급될 때 완전하게 예비 하중을 부과하기 위해 임플란트를 허용한다.
- <111> 36. 본 발명은 이식 이전과 척추관의 외부에서 척추 임플란트의 하중을 허용한다.
- <112> 본 발명의 목적
- <113> 본 발명의 목적은 척추의 내부 안정화와, 융합과, 디섹토미를 실시하기 위한 향상된 방법을 제공하는 것으로서, 특히 상기 3가지 과정을 동시에 그리고 단일 과정으로서 제공하기 위한 것이다.
- <114> 본 발명의 다른 목적은 가능한 이전 방법보다 빠르고 안전한 척추의 내부 안정화, 융합, 디섹토미를 형성하기 위한 향상된 방법을 제공하기 위한 것이다.
- <115> 본 발명의 다른 목적은 향상된 외과 척추 임플란트를 제공하기 위해, 척추의 내부 안정화, 융합 및 디섹토미를 형성하기 위한 향상된 방법을 제공하기 위한 것이다.
- <116> 본 발명의 다른 목적은, 내부 척추 안정화, 융합, 결합된 디섹토미의 실행을 용이하게 하기 위해 외과 도구의 향상된 시스템을 제공하며, 척추의 내부 안정화, 융합, 디섹토미를 형성하기 위한 향상된 방

법을 제공하기 위한 것이다.

- <117> 본 발명의 또 다른 목적은 종래 방법보다 더 빠르고 안전하며 보다 효과적이며, 하부 요추의 후방 척추는 물론 경부와, 흉부와, 요추의 전방에서 효과적으로 실시될 수 있는 척추를 상호 연결하는 관절 고정술의 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- <118> 본 발명의 또 다른 목적은 인접한 척추 사이에서 최적의 공간 설정과, 위치 설정과, 정렬을 유지하면서 인접한 척추들 사이에 척추 임플란트를 삽입하기 위한 수단을 제공하는 것이다.
- <119> 본 발명의 상기 목적과 다른 목적은 다음의 설명과 첨부 도면으로부터 보다 상세히 설명될 것이다.

도면의 간단한 설명

- <120> 제 1 도는 척추사이의 공간내로 삽입되는 본 발명의 롱 디스트랙터(Long Distractor)의 측면도.
- <121> 제 2 도는 척추에 대하여 변환가능한 디스트랙터 조립체의 측면도.
- <122> 제 3 도는 제 2 도의 높은 유지력의 쇼트 디스트랙터의 사시도.
- <123> 제 3A 도는 제 2 도의 높은 유지력의 쇼트 디스트랙터의 측면도.
- <124> 제 3B 도는 전방으로 향하여 있는 원주방향 래치트부를 갖는 다른 쇼트 디스트랙터의 측면도.
- <125> 제 3C 도는 제 3B 도의 또 다른 쇼트 디스트랙터의 평면도.
- <126> 제 3D 도는 쇼트 디스트랙터의 또 다른 실시예의 사시도.
- <127> 제 3E 도는 제 3D 도의 또 다른 디스트랙터의 평면도.
- <128> 제 3F 도는 널링된 표면을 가진 직사각형의 또 다른 쇼트 디스트랙터의 측면도.
- <129> 제 4 도는 척추의 한 축부의 쇼트 디스트랙터와 반대축 방향으로 위치한 롱 디스트랙터를 도시하기 위하여 상부 척추부와 디스크가 절단되고, 쇼트 디스트랙터가 위치한 척추 부분(2개의 척추와 상호 연결된 디스크)의 사시도.
- <130> 제 5 도는 상기 롱 디스트랙터 위에 위치되고 안착될 준비에 있는 드라이버 캡을 수용하는 외부 슬리브의 측면도.
- <131> 제 6 도는 외부 슬리브를 상기 2개의 인접 척추내로 적절하게 안착시키기 위한 롱 디스트랙터와, 외부 슬리브와, 드라이버 캡을 도시하는 도면.
- <132> 제 7A 도는 전방의 디스크 중간에 위치한 롱 디스트랙터 위에 있는 경부의 외부 슬리브를 도시하는 측면도.
- <133> 제 7B 도는 제 7A 도의 단일 외부 슬리브의 저면도.
- <134> 제 7C 도는 이중 외부 슬리브의 저면도.
- <135> 제 7D 도는 제 7C 도의 인접 부분의 확대 측면도.
- <136> 제 7E 도는 2개의 디스트랙터를 구동하기 위한 이중 드라이버 캡의 저면도.
- <137> 제 7F 도는 제 7C 도와 제 7D 도의 이중 외부 슬리브와, 제 7E 도의 디스트랙터와 이중 캡이 안착되는 것을 도시하는 측단면도.
- <138> 제 8 도는 경부 척추의 전방 측면에 완전히 안착되고 상기 롱 디스트랙터 위에 중심이 맞춰진 제 7A 도의 외부 슬리브를 도시하는 측면도.
- <139> 제 9 도는 디스트랙터 풀러(Distractor Puller)의 사시도.
- <140> 제 10 도는 상기 외부 슬리브의 단부위에서 롱 디스트랙터의 추출링을 결합하는 근접 풀러를 부분 절개한 측면도.
- <141> 제 10A 도는 상기 롱 디스트랙터의 추출 바로 전에 롱 디스트랙터에 결합되는 풀러의 측면도.
- <142> 제 10B 도는 척추, 디스크 및 신경부에 대하여 위치한 근접 외부 슬리브와 쇼트 디스트랙터의 후면도.
- <143> 제 11A 도는 척추사이의 공간을 가로질러 구멍이 뚫어져 있고 인접 척추로부터 부분적인 원통형 원호로 절단된 상기 외부 슬리브내의 구멍뚫린 내부 슬리브의 측단면도.
- <144> 제 11B 도는 제위치에 있는 디스트랙터, 관상 톱, 내부 슬리브 및 외부 슬리브를 도시하는 다른 "관상 톱" 방법에 의해 척추 사이의 공간을 준비하는 측단면도.
- <145> 제 11C 도는 제 11A 도의 측단면도를 도시하지만, 연장된 근접부가 디스트랙트되고 자체 중심이 맞추어진 다른 드릴링 구조의 사용을 도시하는 측단면도.
- <146> 제 11D 도는 드릴링 다음에 척추로부터 뼈의 원호를 제거하는 장치를 도시하는 측면도.
- <147> 제 12 도는 외과용 탭의 사시도.
- <148> 제 13 도는 상기 외부 슬리브와 외과용 탭이 이들 사이의 공간내에 완전히 나사 체결되어 있는 것을 도시하는 측면도.

- <149> 제 14A 도는 뼈를 수집하는 관형 톱과 모터 어댑터의 측면도.
- <150> 제 14B 도는 이식 뼈 안착 장치의 사시도.
- <151> 제 14C 도는 상기 콜크 스크류의 뼈 추출 장치의 사시도.
- <152> 제 15 도는 뼈 로딩 장치의 부분 사시도.
- <153> 제 16 도는 뼈 임플란트를 결합하기 위한 임플란트 드라이버의 사시도.
- <154> 제 17 도는 외부 슬리브내에 위치한 구동 장치에 의하여 척추 사이의 중간내에 완전히 안착된 척추 임플란트의 측면도.
- <155> 제 18 도는 후방 루트를 경유하여 장치 이식의 마지막 결과를 도시하는 요추척추의 측면도.
- <156> 도면의 상세한 설명과 삽입 방법의 상세한 설명
- <157> 다음의 설명은 후방부를 거쳐서 요추 척추에 적용되는 것에 관한 설명이다. 가장 간단한 방법으로서, 본 발명의 방법은 다음의 단계를 포함한다. 환자는 융합될 디스크 중간의 디스트랙션과 정렬을 허용하는 외과용 척추 프레임 위에 있게 된다. 그 다음, 부분적인 디스크 수술이 있거나 없든간에 상기 중간에 노출되는 두 측방향 후방 노출이 수행된다. 디스트랙터를 사용하여 상기 디스크 중간이 디스트랙트 되고, 중공의 외부 슬리브는 디스트랙터중의 하나에 결합된다. 상기 외부 슬리브의 단부는 2개의 인접된 척추를 결합하기 위한 치형을 가진다.
- <158> 상기 외부 슬리브가 척추내로 안내된 다음, 디스트랙터는 제거된다. 중공의 내부 슬리브는 외부 슬리브내로 삽입되고 정지된 드릴이 대향된 척추 표면을 준비하기 위하여 사용된다. 상기 드릴과 내부 슬리브는 단일 유닛으로서 제거된다. 상기 중간은 필요하다면 탭을 형성한다. 그후 상기 준비된 척추 임플란트는 정지된 삽입체를 사용하는 외부 슬리브를 경유하여 삽입된다.
- <159> 그 다음 상기 장치는 제거되고 상기 방법은 척추의 정반대 측방향 부분에서 반복된다.
- <160> 양호한 실시예의 상세한 설명
- <161> 단계 1a. 외과 수술에 앞서, 최적의 임플란트 크기를 선택하여 바람직한 디스트랙션을 결정하기 위하여, 융합될 중간의 측방향 및 측방향 형상위에서 투명한 임플란트 공구가 스케일에 따라 적절히 조정된다.
- <162> 단계 1b. 바람직하게는, 디스트랙션과 척추 정렬을 할 수 있는 외과용 척추 프레임위에 환자가 놓인다.
- <163> 단계 2. 바람직한 실시예에서, 표준의 2측방향(부분적인) 디스크 수술이 수행되고, 상기 공간에 인접한 척추의 이전의 립핑(lipping)은 제거된다. 또한 임의의 디스크 물질로 제거될 필요가 없다. 양호한 실시예에서, 상기 중간은 쌍을 이룬 2측방향의 세미헤미라미노토미(semihemilaminotomy)를 수행하고, 위쪽의 상호 척추의 인대를 준비할 동안에 척추관에 인접한 결합부의 내부를 다시 분할한다.
- <164> 단계 3. 제 1 측부 위에서 시작하여, 이중의 횡방향 신경 루트가 중간에 있게 되고 롱 디스트랙터가 중간에 인접된 이전 척추에 평면으로 된다. 증가된 직경의 작동 단부를 가진 롱 디스트랙터는 최적의 디스트랙션이 얻어질 때까지 연속적으로 삽입된다. 이러한 최적의 디스트랙션은 상기 중간의 정상 높이를 회복시킬 뿐만 아니라, 공간이 붕괴되려는 경향을 억제시키는 균형을 달성하는데, 이것을 또한 척추를 분리시키려고 할 때 근육 및 다른 부드러운 조직은 물론 디스크(환형의 섬유 구조체), 다양한 인대, 캡슐형 구조의 외부 케이싱을 포함하는 척추 부분에 대하여 가장 부드러운 조직에 의해 유일하게 억제된다. 이러한 균형 잡힌 디스트랙션은 중간 높이의 공간적 회복을 제공할 뿐만 아니라, 부가의 디스트랙션이나 붕괴를 방지하는 공간으로서 상당한 안정성을 제공한다.
- <165> 양호한 실시예에서, 바람직한 디스트랙션이 실행될 때, 강성체의 롱 디스트랙터의 사용은 종료되고 분해가능하고 변환가능한 디스트랙터가 이상적인 디스트랙터에 관해 감축으로 및/또는 X선 사진으로 확인하여 배치된다. 상기 변환가능한 디스트랙터가 분해되므로, 쇼트 디스트랙터 부분은 제자리에 남게 되고, 아주 작은 형식의 헤드 부분이 척추관의 바닥면에 인접되게 위치되어 상기 신경 조직으로부터 안전하게 멀어진다. 상기 쇼트 디스트랙터의 제거가 바람직할 때까지 디스트랙터는 장소에 위치될 수 있도록 하기 위하여, 쇼트 디스트랙터의 다양한 실시예는 제거되는 저항 각도를 변화시킴으로써 이용 가능하게 된다. 상기 방법의 양호한 실시예에서, 다음은 상기 척추의 정반대 측방향 부분에서 상기 방법이 실행된다.
- <166> 단계 4. 상기 동일한 중간의 정반대 측부위에서, 상기 롱 디스트랙터는 이미 제자리에 위치한 쇼트 디스트랙터를 매칭시키는 작동 단부의 직경을 통하여 삽입된다. 그러나, 상기 중간의 비대칭 중간으로 인하여, 적절한 안정성을 이루기 위하여 제 2 측부위에 요구되는 것보다 큰 디스트랙션이 결정된 다음, 적절한 쇼트 디스트랙터가 제 2 측부위에 위치된다. 그후 쇼트 디스트랙터는 제 1 측부로부터 제거되어, 상기 중간을 균형시키기 위하여 보다 큰 롱 디스트랙터로 대체된다.
- <167> 다른 실시예에서, 상기 전체 방법은 척추의 정반대 측부위에서 상기 방법을 반복하기 전에 단지 롱 디스트랙터를 사용하는 척추의 한 측부 위에서만 수행된다.
- <168> 상기 방법이 양호한 실시예에 기재된 나머지 단계에 따라 수행될 수 있지만, 상기 롱 디스트랙터를 갭위치에 남게하는 관형 톱을 사용하여 쇼트 디스트랙터에 의하여 제 1 방법에 제공되는 중간 디스트랙션을 허용함으로써 가장 양호하게 수행될 수 있다.
- <169> 그 다음, 상기 대체 방법은 리이머 대신에 롱 디스트랙터위에서 관상 톱을 사용하는 것이 요구되며, 이하에서 "관통 톱 방법"으로 칭한다.
- <170> 단계 5. 쇼트 디스트랙터가 척추의 제 1 측부위에 위치되면, 상기 매칭된 롱 디스트랙터는 척추

의 제 2 측부위에 위치되고, 상기 관통부의 횡방향 신경 루트가 안전하게 회수되면, 외부 슬리브는 롱 디스트랙터위에 위치되어 충격 캡과 맬릿(mallet)를 사용하여 적절한 깊이로 견고하게 삽입된다.

- <171> 단계 6. 내부 슬리브가 외부 슬리브내에 위치되고, 그후 중간이 남아 있는 디스크 물질은 물론 상기 뼈를 제거하기 위하여 구멍을 뚫거나 리이밍시키거나 또는 절단하기 위하여 드릴, 엔드밀, 리머 또는 관형 탭을 사용하여 준비된다. 양호한 방법에서, 특별하게 디자인된 엔드밀-드릴을 사용하여, 내부 슬리브가 유닛으로서 제거되고, 상기 뼈와 디스크 파편을 뼈 도관으로부터 안전하게 제거시킨다.
- <172> 단계 7. 삽입 깊이를 제거하기 위하여 관통 제한 수단을 가진 나사 형성 탭 1 외부 슬리브를 통하여 삽입된다.
- <173> 단계 8. 상기 준비된 임플란트는 특정의 구동 유닛을 사용하여 삽입된다. 상기 임플란트는 뼈 융합과 일체되는 물질로서 코팅 제조되거나, 안착될 수 있다. 그러나 양호한 실시예에서, 상기 임플란트는 뼈 촉진 및 유도 물질로 처리되지만, 융접을 고양시키는데 적절한 물질로 안착된다.
- <174> 천연 또는 인공 물질이 본 발명에 의해 피복되지만, 양호한 실시예는 다음의 방법에 의하여 환자 자신의 뼈 사용에 대하여 이루어진다. 중공의 관형 탭이 근육 결합부 근처에 있는 장골의 등에서 후방부로부터 뼈의 코어를 채취하는데 사용된다. 상기 뼈의 코어는 이것의 외경에서, 안착된 뼈 임플란트의 내경보다 조금 더 작게되지만, 척추 임플란트보다 더 길다. 상기 목적을 위하여 설계된 장치를 사용하여, 뼈의 코어는 관형 튜브로부터 사출되어 임플란트내의 뼈물질의 과도함을 발생시키는 임플란트의 중앙 캐비티내로 들어가므로, 상기 뼈 물질은 임플란트의 외부면과 소통되는 개구를 통하여 가압되는 경향이 있다.
- <175> 단계 9. 드라이버 추출기를 사용하여, 상기 준비된 임플란트는 상기 중간내로 나사 체결된다. 상기 장치는 척추의 측부로부터 제거된 다음 척추의 제 1 측부로 다시 관심이 향하여 진다. 소형 리트랙터(retractor)는 이종의 횡방향 루트를 중간으로 이동시켜 보호하며, 쇼트 디스트랙터 유닛의 직접적인 가시화를 허용하는데 사용된다. 쇼트 디스트랙터를 사용하지 않고, 이것은 이동위치로 분해되어 자체가 롱 디스트랙터로 재구성된다. 상기 삽입된 임플란트가 대향 측부위에서 디스트랙터로써 작용하면, 상기 롱 디스트랙터는 단계 5에 기재된 바와 같이 충격을 받는 곳에서 외부 슬리브를 하향으로 안내시키는데 사용된다.
- <176> 그후 단계 6 및 7은 반복되며, 진행과정을 상기 레벨로 완성시킨다. 상기 상처는 세척된 다음 루틴 방법으로 폐쇄된다.
- <177> 양호한 방법의 실시예
- <178> 다양한 크기의 임플란트의 투명한 중첩부와 관련되는 환자의 전방, 후방, 측방향 및 측방향 형상의 MRI 스캔의 미리 작동되는 형판을 통하여, 상기 정확한 이식 직경과 길이는 정확하게 결정되고, 상기 디스트랙터의 정확한 양은 높이에 대하여 상기 중간을 저장시키는 데에 필요하다. 그후 환자는 적절히 위치되고, 2개의 측방향의 부분적인 디스크 수술이 쌍을 이룬 세미헤미라미노톰이를 통하여 수행된다.
- <179> 상기 목적을 위하여, 정확한 임플란트는 외경이 18mm이고, 길이는 26mm를 가진다. 또한, 상기 중간의 높이를 저장하는 데 필요한 디스트랙션은 약 10mm이다. 관통부의 횡방향 신경 루트는 중간에 회수되어 보호되고, 삽입되는 임플란트에 대응하는 배열부에 대하여 18mm의 외경을 가지고 작동 단위에서는 약 8mm의 직경을 가지는 롱 디스트랙터가 삽입된다. 그 다음 이것은 직접적인 관찰에 의하여 적절한 것보다 조금 더 작게 판명되고, 원통부에서 18mm외경을 갖지만 작동 위치에서는 10mm직경을 가지는 변환가능한 디스트랙터가 삽입된다. 그 다음 직접 관찰 또는 X-레이가 이상적인 디스트랙션을 확인하고, 상기 변환가능한 디스트랙터가 분해되며, 원통 및 헤드부는 제거되며, 쇼트 디스트랙터 부분이 깊게 매입되어 남게되며, 신경 구조에 대하여 깊게 되어 있으며 척추관 바닥면에 대하여 평면에 놓여있는 플랜지형 헤드를 가지게 된다. 그후 이중 액낭과 신경 루트는 이들의 일반적인 위치로 되돌아가도록 안전하게 되며, 상기 쇼트 디스트랙터의 플랜지부에 대하여 표면으로 된다.
- <180> 다음은 정반대 측부에 관한 것이다. 상기 이중 액낭과 신경 루트는 제 2 측 부위에 중앙으로 회수되며, 18mm의 원통부와 10mm의 작동 위치를 가진 롱 디스트랙터는 상기 중간내로 삽입되고 필요하다면 뼈에 대하여 평행하게 구동되며, 상기 충격은 제거되지 않은 점골을 파열시키며, 원통의 견부가 인접된 몸체의 전방부에 대하여 평면으로 놓이게 된다. 상기 이중 액낭과 신경 루트가 안전하게 회수되면, 외부 슬리브는 롱 디스트랙터 위에 위치되어 드라이버 캡과 맬릿을 사용하여, 적절한 깊이로 안착된다.
- <181> 양호한 실시예에서, 롱 디스트랙터는 제거되고 내부 슬리브는 외부 슬리브내로 삽입된다. 내부 슬리브의 목적은 드릴을 지지하고 상기 드릴의 크기에 대하여 임플란트의 크기를 증가시키며, 외부 슬리브를 통하여 발생하는 임플란트의 삽입을 가능하게 하므로, 내부 슬리브는 외경이 18mm, 내경이 16.6mm로 측정된다. 이와 같이 하여 18.1mm의 직경을 가진 외부 슬리브내에 결합되도록 하며, 상기 드릴 비트가 16.5mm의 직경이 되도록 한다. 드릴링 공정에 있어서, 드릴 및 내부 슬리브는 트립되어 사이에 끼워진 연골 및 뼈 부스러기를 갖는 단일 유닛으로써 제거된다. 드릴 관통 깊이는 외부 슬리브의 고정된 강성 컬럼에 의해 미리 설정되고 한정된다. 이 실시예에서, 상기 공간은 26mm의 긴 임플란트에 대해서 적어도 2mm의 나사못 구멍을 예상하여 28mm 깊이로 준비될 것이다. 탭이 사용된다면, 이때에 삽입되고, 삽입될 임플란트의 주 및 부 직경에 적합하며, 드릴과 같이 관통 깊이에 의해 제어된다. 척추 임플란트는 길이 30mm, 대략 직경이 14.5mm 보다 큰 후부 장골 뼈의 코어를 심기 위해 트레핀(Trephine)을 활용하므로써 이식을 위해 준비된다.
- <182> 뼈 장착 장치를 사용할 때, 뼈의 상기 코어는 캠핑되는 척추 임플란트의 내부 챔버로 가압적으로 주입된다. 캠단부 전방에서, 전체 적재 임플란트는 삽입 드라이버에 부착되고 삽입 기구에 의해 구멍의 깊이 위치에서 외부 슬리브에 의해 나사 체결된다. 삽입 드라이버는 임플란트로부터 체결되지 않고 외부 슬리브로부터 제거된다. 이중 액낭과 신경 루트가 수축되고 보호되며, 외부 슬리브는 제거된다. 이것은 상기 측면에서 융합 공정을 완성하고, 상술한 바와 같이 상기 공정은 동일한 공간에서 다른 (제 1) 측면 상에서 반복된다.

- <183> 다른 방법
- <184> 대안적이며 예시적인 유용한 방법은 "트레핀 방법"이다. 그 장점은 양호한 실시예의 단계 5에서 드릴의 사용을 위한 트레핀으로 불리는 중공 관형 커터의 사용을 대체하는 양호한 실시예와 관련하여 사용되는 것을 포함한다. 대안적으로, 쇼트 디스트랙터의 배치를 위한 필요성을 회피하기 위해 활용되고, 상기 공정은 양 측면상에서 상기 공정을 실행하기 전에 일측면상에서 시작에서 마무리까지 효과적으로 수행하게 하는 반면에 제거되는 뼈의 측면에서 혼란을 유지한다.
- <185> 다음에 "트레핀 방법"을 설명한다. 적어도 일측면에서 공간의 노출을 완성할 때, 이중 액낭과 신경 루트가 수축된다. 롱 디스트랙터는 원통 부분이 척추 임플란트 보다 정확히 더 적은 직경인 경우에만 양호한 실시예의 긴 강성 뼈 디스트랙터와 다르다. 양호한 실시예에서와 같이, 외부 슬리브는 삽입될 임플란트보다 약간 큰 내경을 갖는다. 따라서 동시에, 제 1 내부 슬리브는 롱 디스트랙터의 외경과 외부 슬리브의 내경간의 차이를 나타내기 위해 외부 슬리브 안으로 삽입된다. 외부 슬리브와 제 1 내부 슬리브가 이렇게 조립되므로서, 이들은 롱 디스트랙터에 걸쳐 배치되고, 외부 슬리브는 임팩션 캡(impaction cap)을 사용하여 가장 적합하게 배치한다. 그 후 상기 임팩션 캡 및 제 1 내부 슬리브가 제거된다. 그러나 롱 디스트랙터와 외부 슬리브는 제위치에서 이용된다.
- <186> 롱 디스트랙터가 최적 구성을 유지하고 외부 슬리브가 척추의 저항과 이동을 위해 함께 척추를 고정하므로써 트레핀으로 공지된 중공 관형 커터는 롱 디스트랙터와 그 배열 부분에 걸쳐 그리고 내부 슬리브내에 삽입된다. 적합한 깊이에 의해 정지되는 트레핀은 대향 수직 단부판으로부터 뼈의 원호를 동일하게 절단하기 위해 사용된다.
- <187> 대안적으로, 제 2 내부 슬리브는 롱 디스트랙터에 걸쳐 트레핀을 배치하기 전에 외부 슬리브내에 그리고 제 2 슬리브내에 배치된다. 제 2 내부 슬리브는 롱 디스트랙터보다 큰 내경을 가지며 외부 슬리브의 내경보다 작은 외경을 갖는다. 트레핀에 향상된 안정성을 제공하는 반면에, 상기 설비는 절단 공정중에 발생하는 뼈와 연골 부스러기를 수용하기 위해 그 배열 부분에서 상기 디스트랙터의 외부면을 따라 길 이방향으로 또는 경사지게 통과하는 큰 플루트(flute) 방법으로 제조될 필요가 있다.
- <188> 이들 방법 중 어느 하나에 의한 적정 길이에 대한 트레핀의 사용후에, 상기 트레핀과, 롱 디스트랙터 및 제 2 내부 슬리브는 모두 제거된다. 상기 트레핀이 뼈의 두 가지 아크를 절단하나 이들을 넓히지 않기 때문에, 그 가공 단부에서 수직 절단 위치를 갖는 이동 기구는 디스크 공간과 평행하게 삽입된 다음에 두개의 길이방향 절단 아크의 베이스를 절단하는 작용을 하는 아크를 통해 회전되며, 따라서 외부 슬리브를 통해 이들을 제거하기 위해 공급된다. 상기 공간은 필요하다면 탭(tap)되고, 상기 임플란트는 적당한 방법으로 삽입된다. 상술한 바와 같이, "트레핀 방법"은 대향 측면상에서 쇼트 디스트랙터와 함께 사용되거나 쇼트 디스트랙터 없이 사용된다.
- <189> 척추의 다른 영역에서 방법의 적용
- <190> 다음 방법은 흉부와 요추에서 내부 체내 용접을 실시하기 바람직한 방법이다. 전방 척추의 폭이 두 개의 임플란트를 나란히 배치할 수 있으며, 임플란트의 길이에 대해 그리고 대향 척추의 기질에 적어도 수 밀리미터로 각각 밀어넣을 정도로 충분할 때, 경부 척추에도 또한 적합하다.
- <191> 융합되는 중간은 적당히 노출되고 연질 조직과 주요 구조체는 양측면에 대해 수축 및 보호된다. 전방 중간의 넓은 폭의 가시화는 상기 척추의 모양과 관련한 신경학상 구조의 부재에 의해 가능하게 된다. 상기 중간의 전방 모양의 중심선이 표시 및 마크된다. 디스크는 먼저 나이프를 사용하여 제거되고 그런다음 큐렛(curette)을 사용하여 제거된다. 다르게는, 상기 디스크는 상기 공정의 드릴링 단계중에 제거되도록 완전하게 남아있을 수도 있다. 그러나, 대량의 신경핵과 전방환형체의 대부분을 제거하는 상기 공정의 양호한 실시예에서와 같이, 이들 가공 단부에서 점진적으로 증가하는 직경을 갖는 롱 디스트랙터는 상기 척추의 전방 모양의 측방 범위와 중심 표시선 사이의 중간 지점에서 상기 공간 안으로 삽입된다.
- <192> 그 공동 발판과 유지 프롤을 갖는 이중 외부 슬리브는 단순하게 배치된 롱 디스트랙터와 제 2 디스트랙터 양자에 걸쳐 삽입되거나 또는 이미 배치되었다면 양 디스트랙터에 걸쳐 배치된다. 이중 외부 슬리브는 척추의 내부 모습에 대해 견고하게 배치된다. 발판의 나란한 배치와 척추 내부 모습을 간섭하는 임의의 돌출부는 롱 디스트랙터를 삽입하기 전에 제거된다. 일단 외부 슬리브가 적합하게 배치되자마자, 롱 디스트랙터 중 하나가 제거되고 그 위치에 내부 슬리브와 드릴 비트를 삽입한다. 드릴 비트는 그 외부 직경으로서 삽입될 임플란트의 부 직경을 갖는다. 내부 슬리브는 나사식 임플란트의 부 및 주 직경간에 차이가 있는 것에 대해 두께에 있어서는 실제로 동일하다.
- <193> 정지 드릴은 대향 척추 표면을 준비하기 위해 사유되고 끼워진 임의의 나머지 디스크 재료를 제거하기 위해 사용된다. 필요하다면, 정지 탭은 외부 슬리브를 통해 나사 형태를 나타내는 공간으로 삽입된다. 그 후 적합하게 준비된 임플란트는 삽입 드라이버에 부착되고 외부 슬리브를 통해서 중간내로 통과하며 그 관통 깊이가 삽입 드라이버 상에서 정지될 때까지 삽입된다. 디스트랙터로서 작용하기 위한 새로운 위치에서 임플란트 자체에 대해, 롱 디스트랙터는 반복된 공정을 통하여 제거된다. 양 임플란트가 제 위치에 견고히 고정될 때, 외부 슬리브는 제거된다. 임플란트의 원추형 구멍의 크기는 직접 관찰하에서 조절될 수도 있다.
- <194> 바람직한 실시예의 상세한 설명
- <195> 방법과 장치
- <196> 바람직한 실시예에 있어서, 인접한 척추(Y)들 사이의 디스크(D)는 인접한 척추의 한쌍의 양면 세미헤미라미노톰이스(semihemilaminotomies)에 의하여 접근된다. 바람직한 실시예에 있어서, 슈퍼스파이너스 인대(supraspinous ligament)와, 인터스파이너스 인대(interspinous ligament)와, 스파이너스 프로세스와, 박막부분과, 패시트 연결부(facet joint)의 대부분이 보호된다. 그러나, 바람직한 것은 아니지만 이들 구조가 생략될 수도 있다.
- <197> 바람직한 방법으로서, 그 후 양면의 부분 핵 디섹토미(discectomy)는 환형 섬유 후측면을 통해

발생된 양면 개구를 통해 실시된다. 바람직하게 고려된 것은 아니지만, 디스크 절개가 연기되어 드릴링 과정동안 척추뼈 절제술(resection)과 동시에 실시될 수 있다. 제 1 측면상에서 시작할 때, 이중 신경 루트 수축근(dural nerve root retractor)은 이중 액낭(dural sac)과 하부 신경 루트를 두개의 인접한 척추체의 일부분과 삽입 디스크 중 어느 한쪽에 대해 차후에 노출시켜 평균적으로 수축되도록 배치된다.

<198>

이하에서 제 1 도를 참조하면, 바람직하게는 핵 디스크 재료의 임의의 부분을 제거한 후에, 직접적인 관찰하에서 추간 공간내에 롱 디스트랙터(100)가 삽입된다. 디스크 관통부(102)는 총알 모양의 전방 단부(103)와, 관통부(102)가 배열(106)로부터 연장할 수 있는 솔더(104)를 갖는 실린더 모양으로 형성된다. 관통부(102)는 기구의 삽입을 용이하게 하기 위하여 척추체에 압력을 가한다. 그후 직경이 연속해서 증가하는 관통부(102)를 구비한 롱 디스트랙터가 삽입된다. 관통부(102)의 직경이 최적일 때, 척추체는 관통부(102) 뿐만 아니라 서로에 대해서도 완전히 일치하도록 강요되어 평행하게 된다. 이때, 미리 제거되지 않고 남아있는 후면 디스크에 인접한 후면 척추체의 뼈들 중 임의의 잔류 돌출부는, 크라운(110)의 해머 편평면(109)을 타격하여 발생하는 것과 같은 가압력(forced impaction)에 의해 솔더(104)를 척추(V)의 가장자리에 대항하여 솔더(104)를 안내하므로써 나란히 유지된다. 관통부(102)에 대한 척추 단부판의 대항력 때문에, 롱 디스트랙터(100)는 상기 과정을 위한 최적 정렬이 실시될 수 있도록 후면체의 평면과 완전히 수직하며 그리고 척추의 단부판과 완전히 평행하게 된다.

<199>

관통부(102)는 여러 가지 직경으로 이용할 수 있다. 그러한 모든 직경들은 상기 공간의 공지된 깊이보다 작은 일정 길이로 구성된다. 공간에 고정되기에 너무 큰 원주방향 솔더(104)의 직경을 통하여 지나치게 관통되는 위험을 보호한다. 배열(106)은 삽입될 장치의 외경과 동일한 직경으로 구성된다. 롱 디스트랙터(100)는 크라운(110) 아래의 리세스(108)를 통하여 제 9 도에 도시한 바와 같은 추출장치(extractor)에 연결된다.

<200>

바람직한 실시예에서, 가변형 롱 디스트랙터(113)가 척추의 제 1 측면상에 사용된다. 제 2 도에 도시한 바와 같이, 가변형 롱 디스트랙터(113)는 쇼트 디스트랙터(120)로부터 분리 가능한 배열(152)을 갖는다. 초기 신연은 강성의 롱 디스트랙터로 실시되는 반면에, 최적 신연에 이르게 되면 적절한 가변형 롱 디스트랙터가 사용된다. 가변형 롱 디스트랙터(113)는 쇼트 디스트랙터(120)와 일단부에서 수형 결합부재(134)를 갖는 배열(152)로 구성된다. 쇼트 디스트랙터(120)는 확장된 직경 헤드(128)와, 암형 직사각형 슬롯(118)과, 내부 나사식 개구(114)를 갖는다. 배열(152)은 중공형이며, 일단부에서 큰 직경의 육각형 크라운(115)과 축소 직경부(112)로 종단하는 내부 샤프트(111)를 갖는다. 크라운은 그의 평면에서 멈춤쇠(117)를 갖는다. 내부 샤프트(111)의 다른쪽 단부는 내부 나사식 개구(114)에 대응하는 작은 나사부재(116)를 갖는다. 바람직한 방법에 있어서, 상기 샤프트(111)는 배열(152)의 벽을 통과하는 고정핀(119)에 의해 배열(152)로부터의 이탈이 방지된다. 쇼트 디스트랙터(120)는 암형 직사각형 슬롯(118)과 수형 결합부재(134)의 결합을 통하여 배열(152)에 분리 가능하게 부착된다. 이러한 결합은, 쇼트 디스트랙터(120)의 암형 직사각형 슬롯(118)내로 나사물림되는 나사부재(116)를 갖는 내부 샤프트(111)에 연결된 크라운(110)을 구동하기 위한 캠(136)을 사용하므로써 유지된다.

<201>

캠(136)은 크라운(115) 주위를 고정하기 위한 개방 소켓(138)을 가지며, 샤프트(111)와 나사부재(116)를 회전시키기 위해 육각형의 축소 직경부(112)와 결합한다. 개방 소켓(138)의 내부에 있는 멈춤용 볼(150)은 크라운(115)의 멈춤쇠(117)와 결합되어 함께 유지된다.

<202>

제 2 도, 제 3 도, 제 3A 도 내지 제 3F 도의 쇼트 디스트랙터(120)는 의사가 일시적으로 제 2 위치에서 수술하는 동안 부주의한 이동에 의한 위험에 저항하도록 높은 안정성을 제공하기 위해 설계된 것이다. 이를 위하여, 제 3 도 및 제 3A 도에 도시한 쇼트 디스트랙터(120)의 실시예는 대항 척추체에 삽입하기 위한 한쌍의 날카로운 페그(peg: 126)와, 후방 이동에 추가로 저항할 수 있는 전방 지향 래치트부(forward facing ratchet: 124)를 갖는다. 바람직한 실시예를 도시한 제 3B 도와 제 3C 도는 각각 측면도와 평면도로서, 척추 사이에 삽입된 디스트랙터부는 원주를 따라 전방 지향 래치트부(124)를 갖는 실린더형상이다.

<203>

다른 실시예는 제 3D 도와 제 31 도에 도시한다. 이것은 제 3 도의 날카로운 페그(126) 대신에 전방 지향 래치트를 갖는 직사각형으로 설계된다. 제 3F 도는 상기 유닛에 안전성을 부가하고 이동에 저항하기 위해서 뼈의 표면과의 접촉 면적을 증가시킬 목적으로 널링을 갖는 쇼트 디스트랙터(120)의 다른 실시예를 도시한 측면도이다. 이를 위해서, 롱 디스트랙터와 쇼트 디스트랙터의 작업 단부는 그들의 목적에 따라서 여러 가지 형상을 가질 수 있으며, 페그(126)의 유무에 따라 그들 단부의 형상과 표면 불규칙성은 쇼트 디스트랙터(120)가 이동에 더 저항할 수 있도록 활용될 수 있음이 분명하다.

<204>

일단, 척추의 제 1 측면에서 이상적인 신연이 이루어지면, 가변형 디스트랙터는, 도관의 바닥면에서는 안전하게 그리고 이중 액낭과 신경 루트에 대해서는 깊게 직경 헤드(128)의 위치에서 쇼트 디스트랙터(120)를 남겨놓은 채로 분리된다.

<205>

제 4 도에 도시한 바와 같이, 그후 의사는 동일 디스크(D) 레벨에서 척추의 다른 측면으로 이동하여, 이 측면상에서 디스크를 노출시키면서 이중 액낭과 신경루트를 평균적으로 수축시킨다. 롱 디스트랙터(100)는 제 2 측면상의 디스트랙터의 직경이 적어도 제 1 측면의 직경만큼 클 때까지 디스크 공간내에 순차적으로 삽입된다. 종간의 임의의 비대칭으로 인하여, 큰 직경의 디스트랙터가 제 1 측면과 비교하여 이상적인 신연을 달성하도록 제 2 측면상에서 요구된다면, 제 2 측면은 큰 직경을 갖는 쇼트 디스트랙터로 고정되고, 의사는 제 1 측면으로 다시 복귀한다. 이 경우에, 제 1 측면의 쇼트 디스트랙터는 제거될 것이고, 이미 배치된 쇼트 디스트랙터(120)의 확장 직경에 해당하는 롱 디스트랙터(100)가 삽입될 것이다. 이러한 두 가지 경우에서, 수술은 롱 디스트랙터가 제 위치에 있는 일측면상에서 작업하므로써 계속 진행된다. 이와 관련하여, 미켈슨의 척추 수술용 프레임(Michelson Spinal Surgery Frame)과 같은 장치를 사용하므로써 수술전에 적당한 신연을 얻을 수 있으며, 그 결과 의사는 디스트랙터를 사용하지 않거나 제 1 측면상에 정확한 롱 디스트랙터를 간단히 배치하여 대항 측부로 이동하기 전에 그 측면상에서 외과 수술을 실시하지 않을 수 있다. 이러한 변화는 본 발명의 기본 개념에 해당한다.

<206>

롱 디스트랙터는, 제 5 도에 은선(101)으로 도시한 롱 디스트랙터(100)를 따라 고정되는 중공 외부 슬리브(140)를 위한 정렬 로드(alignment rod)와 중심설정 포스트(centering post)로서 역할한다. 외

부 슬리브(140)는 금속 재질이며 두개의 인접한 척추(V)내로 관통하여 이 척추를 단단하게 유지할 수 있는 날카로운 톱니형 전방 단부(142)를 갖는다. 톱니형 전방 단부(142)의 날카로운 톱니를 원주방향에 따라 제거한 배럴(152)은 척추체내로 톱니가 지나치게 삽입되는 것을 방지한다. 외부 슬리브(140)의 톱니형 전방 단부(142)는 용이하게 취급하기 위해 널링된 외부면(148)을 가지며 원주방향으로 확대된 관형 후방 단부(146)에 연결된 관형 샤프트(144)의 연속체이다. 외부 슬리브의 다른 실시예는 종간의 종간 평면을 따라서 그리고 종간에 평행하게 관형 샤프트(144)의 양측면에 대해서 팽창 키 홀(expansile key hole)과 슬롯 구조물(154)을 합체시키며, 그 결과 톱니형 전방 단부(142)는 디스크(D)의 양측면에서 척추(V)의 붕괴에 저항하지만, 그럼에도 불구하고 임플란트의 루트 직경이나 직경만이 드릴링된 구멍보다 큰 경우에 그들의 추가 신연을 허용할 수도 있다.

<207>

밀착 캡 형태의 드라이버 캡(driver cap: 160)은 그 일단부에서 편평한 폐쇄 배면(162)을 가지며 다른쪽 단부에서 넓은 원형 개구를 갖는다. 드라이버 캡(160)은 외부 슬리브(140)와 롱 디스트랙터(100) 양자에 걸쳐 고정된다. 드라이버 캡(160)이 안착되면, 내부면(170)은 배면 단부(172)가 내부 솔더(164)와 결합할 때까지 외부 슬리브의 관형 후방 단부(146)를 원주방향으로 연결한다. 맬릿 블로우(mallet blow)가 폐쇄 배면(162)에 적용될 때, 상기 힘은, 디스크 공간(D)에 인접한 척추체내로 그리고 배럴(152)에 대한 톱니형 전방 단부(142)의 깊이쪽으로 안착시켜, 내부 솔더(164)와 배면 단부(172)를 거쳐서 외부 슬리브(140)에 전달된다. 외부 슬리브(140)가 전방으로 이동할 때, 롱 디스트랙터의 크라운(110)은 그것이 편평한 내부면(168)과 접촉할 때까지 방해받지 않고 드라이버 캡(160)에 돌출될 수 있다. 일단, 크라운(110)이 편평한 내부면(168)과 접촉하게 되면, 맬릿(mallet)의 보조 탭(tap)들은 외부 슬리브를 앞으로 밀어내지 않게 되며, 후부 척추체의 딱딱한 표면과 인접하는 롱 디스트랙터의 편평한 솔더(104)에 의해 임의의 또 다른 움직임은 방지된다. 이렇게 하여, 외부 슬리브(140)는 제 6 도에 도시된 바와 같이 그 최적 깊이로 안전하고 확실하게 삽입되어 두개의 대향 척추를 확실하게 고정시킨다.

<208>

드라이버 캡(160)은 그후 제거되며 제 9 도의 디스트랙터 풀러(distractor puller, 200)는 외부 슬리브(140)를 제자리에 남겨둔 채 척추로부터 롱 디스트랙터(100)를 제거시키는데 사용된다. 디스트랙터 풀러(200)는 프런트부(202)와, 중간부(204)와, 및 백 핸들부(206)를 갖는다. 디스트랙터 풀러(200)의 프런트부(202)에 있어서, 소켓(208)은 이격 단부가 백 핸들부(206)에 접속된 샤프트(210)의 일단부에 접속된다. 소켓(208)은 그 내부에 캐비티(212)를 가지며, 이 캐비티(212)는 그 전방 단부에서 개방되고 그 측면의 안쪽에서 퍼널라이즈한다(funnelize). 캐비티(212)는 디스트랙터 풀러(200)의 헤드와 부분 원주형 플랜지(218)가 롱 디스트랙터(100)의 원주 리세스(108)를 구속하도록 구성된다. 캐비티(212)의 입구는 약하게 퍼널라이즈되며 원주형 플랜지(218)의 상승 엣지(leading edge)는 롱 디스트랙터(100)의 크라운(110)과 리세스(108)를 용이하게 맞물리기 위하여 약간 라운딩되는데, 이것은 드라이버 캡(160)이 외부 슬리브(140)의 배면 단부(172)와 정확하게 일치하도록 롱 디스트랙터(100)의 리세스(108)를 남기는데 있어 더욱 활용된다. 이로써, 소켓(208)의 표면(230)과 플랜지(218)가 리세스(108)를 맞물리게 하는 동안의 크라운(110) 주위의 캐비티(212)를 정확하게 안내하기 위해 큰 편평한 배면 단부(172)가 제공된다. 스프링으로 압축된 멈춤용 볼(228)은 제 2 도에 도시된 크라운(110)내에 반구(hemispherical)의 축소 직경부(112)를 맞물린다. 상보적인 플랜지(218)와 맞물림된 상기 스프링으로 압축된 멈춤용 볼(228)은 디스트랙터가 외부 슬리브(140)내에서 제거된 후 그 자국을 없애기 전에 디스트랙터 풀러(200)로부터 롱 디스트랙터가 부주의하게 분리되는 것을 방지한다. 몸체의 바깥에서, 두 기구들은 그 관련축에 수직으로 인가된 수동적인 힘에 의해, 캐비티(212)로부터 크라운(110)을 자유롭게 함으로써 용이하게 분리된다.

<209>

원통형의 자유 제거 가능한 웨이트(weight: 216)는 프런트부(202)와 백 핸들부(206) 사이의 샤프트(210) 주위에서 고정된다. 그러나, 샤프트(210)를 따라 웨이트(216)를 반복적으로 슬라이딩하여 편평한 멈춤용 볼(228)에 대해 후방으로 구동시킴으로써 프런트부(202) 및 맞물림된 롱 디스트랙터(100)에 후방 벡터를 전달한다.

<210>

기구가 롱 디스트랙터(100)를 분리시키는데 사용될 때 쌍으로 연장된 핸들(224, 226)로 인해 의사는 임의의 과도한 후방 모션을 그만둘 수 있다. 쌍으로 된 핸들(224, 226)은 샤프트(210)를 통해 소켓(208)의 회전 방향으로 회전할 수 있다는 점에서 유용하다. 이로 인해, 의사는 롱 디스트랙터(100)의 크라운(110)에 인가하도록 캐비티(212)의 개구의 회전 방향을 제어 및 조정할 수 있다.

<211>

디스트랙터 풀러(200)는 노출된 외상에 대해 별도의 해머로 제거 기구를 때리거나 힘을 주어 당김으로써 디스트랙터를 수동으로 뽑는 상당히 개선된 기구이다. 개방된 상처에 자유 해머를 사용하는 것은 신경 구조가 맬릿 헤드에 대한 충격의 효과로 발생한 백 스윙으로 충격받을 수 있기 때문에 위험하다. 당김에 의한 수동 추출은 롱 디스트랙터(100)를 제거하는데 상당한 힘이 요구될 정도로 척추내의 관통부(102)의 상당한 방해 고정 때문에 위험하며, 만일 힘이 동축이 아니라면 외부 슬리브는 제거되거나 부적절하게 된다. 또한, 편평한 관통부(102)가 이격되어 자유롭게 되면, 제거에 대한 모든 저항은 없어지고, 자유롭게 하는데 필요한 상당한 힘에 있어, 롱 디스트랙터(100)는 환자 및/또는 의사에게 상처를 용이하게 알려 주게 된다.

<212>

롱 디스트랙터(100)가 외부 슬리브(140)로부터 완전히 제거되면, 반대측상에서 쇼트 디스트랙터(120)와 결합하여 작동하는 외부 슬리브(140)의 톱니형 전방 단부(142)는 인접 척추(V)의 상대 위치를 엄격히 유지한다. 척추의 면상에서 나머지 과정이 보호 외부 슬리브(140)를 통해 전체적으로 발생하고 신경 및 이종 액낭이 외부 슬리브 외측에 있고 인접 척추(V)내에 고정적으로 매립된 외부 슬리브(140)의 톱니형 전방 단부(142)의 표면상에 있기 때문에, 외부 슬리브(140)는 이들 정교한 신경 구조의 안전성을 보장하는 기능을 한다. 또한 상기 외부 슬리브(140)가 고정된 길이이기 때문에, 그 편평한 배면 단부(172)는 상기 외부 슬리브(140)를 관통하여 위치된 모든 기구들의 전진에 대하여 차단용으로서 사용될 수 있어서 부주의한 과도 관통을 방지한다. 또한 상기 외부 슬리브(140)는 다른 실행 과정이 디스크 공간(D)에 대해 동축으로 발생하며 또한 각 대향된 척추 표면에 대해 대칭성을 보장한다.

<213>

제 10B 도는 상기 과정 단계에서 척추의 배면도를 도시하는데, 상기 척추의 한 측면상에 위치한 쇼트 디스트랙터(120)와 상기 척추의 다른 측면상에 위치한 외부 슬리브(140)의 하부를 나타낸다.

<214>

제 11A 도를 참조하면, 내부 슬리브(242)는 후방으로부터 상기 외부 슬리브(140)내로 삽입된다. 이 내부 슬리브는 상기 외부 슬리브(140)의 배면 단부(172)에 대해 고정되는 공지된 두개의 칼라부(244)

를 갖는다. 내부 슬리브(242)의 원통 배럴부(cylindrical barrel portion)가 완전히 고정될 때 외부 슬리브 내부의 척추의 후방면에 근접된다. 공지된 선택된 길이를 갖는 드릴(240)은 다음에 상기 내부 슬리브(242)의 후방 개구를 관통하여 도입되어, 상기 대향된 척추의 단부판과 소정의 제한된 길이 이하의 길이 내의 임의의 디스칼(discal) 물질과 접하는 원호의 뼈를 넓혀서 제거하는데 사용된다. 좁은 접합부(246)를 갖는 드릴(240)로 인해 드릴은 수동 또는 전력 장치일 수 있는 드릴 메카니즘에 고정된다. 증가한 직경 주위의 칼라(248)는 상기 드릴(240)의 관통 깊이를 제한하는 기능을 하며 고정되거나 고정적으로 조정될 수 있다.

- <215> 여기서 도시하지는 않았지만 본 기술분야의 기술자에게 널리 공지된, 드릴로 상기 기구들을 고정적으로 조정할 수 있는 다양한 메카니즘들이 있다. 상기 메카니즘들은 콜릿(collets)과, 고정 너트를 갖는 스프레드 샤프트와, 플랜지 위에 캠을 당기거나 플랜지 아래로 나사물림함으로써 그루브와 강력하게 결합하는 플랜지를 구비하지만 여기에 국한하는 것은 아니다.
- <216> 양호한 실시예에서, 드릴(240)의 전방 커팅 엣지(252)는 큰 세로홈이 있는 드릴 디자인의 변형으로, 그 단부는 임의의 작업가능한 커팅면 수, 양호하게는 4개 이상을 갖는 단부 커팅 밀(mill)과 유사하며, 상기 커팅면은 상기 기구의 진행이 매우 느릴 정도로 비교적 얇게 되어 있다. 상기 드릴(240)의 외부 직경은 스프레드된 척추 임플란트의 부 직경에 대응한다. 상기 내부 슬리브(242)는 그 크기보다 약간 큰 내부 직경을 가지며, 그 외부 직경은 상기 스프레드된 임플란트의 주 직경과 동일한 외부 직경을 갖는 외부 슬리브(140)의 내부 직경보다 약간 작다.
- <217> 드릴(240)의 드릴 샤프트는 상단부(243)와, 작은 직경의 중앙 오목부(256)와, 하부 커팅 드릴부(250)를 구비한다. 상기 드릴(240)의 상단부(243)와 오목부(256)는 동일한 외부 직경을 갖는다.
- <218> 상기 내부 슬리브(242)는 많은 기능을 수행한다. 먼저, 상기 외부 슬리브(140)의 내부 직경보다 작은 직경 구멍이 드릴링되는 경우에, 드릴(240)에 더욱 밀접한 드릴 가이드를 제공한다. 둘째 내부 슬리브가 드릴을 안내하기 때문에, 외부 슬리브(140)는 상기 스프레드된 척추 임플란트가 들어갈 정도로 충분히 큰 내부 직경을 갖는데, 상기 외부 슬리브의 내부 직경은 상기 드릴(240) 자체보다 실제로 상당히 큰 직경이다.
- <219> 만약 내부 슬리브(242) 없이 큰 외부 슬리브(140)가 이용된다면, 드릴(240)은 상기 큰 공간의 범위 내에서 자유롭게 움직일 수 있으며, 인접 척추(V)로부터 동일한 뼈 부분을 제거하는 나란한 절삭면을 신뢰성 있게 만들 수 없을 것이다. 또한, 상기 뼈의 제거는 동일해야 필요가 있으며 3차원으로 올바르게 일정 방향으로 향해질 필요가 있다. 다시 말해, 상기 드릴(240)의 경로는 디스크 공간내에서 동일하게 중심이 잡히며, 상기 단부판에 평행하며 그리고 중간을 해부하는 봉합축에 평행해야 한다.
- <220> 상기 내부 슬리브(242)의 또 다른 목적은 상기 드릴(240)로부터 동시에 제거되어, 파편을 포획하며, 드릴링 과정에서 발생한 연골질과 뼈가 커팅 드릴부(250)의 큰 커팅날(251)에 의해 후방으로 안내되고, 내 슬리브(242)의 내부벽과 오목부(256) 사이의 오목부(256) 주변에 모여지게 하는데 있다.
- <221> 따라서, 상기 내부 슬리브(242)와 결합하여 드릴(240)을 제거함으로써, 상기 제거 과정에 발생된 모든 부스러기들은 척추의 홈과 상처 영역으로부터 제거된다.
- <222> 또한, 상기 영역에서 제거될 디스크 조직이 양호한 방법에 따라 미리 제거되었다면, 환자의 뼈는 양호해지며 수술중에 유용한 것이 상기 내부 슬리브(242)와 오목부(256) 사이에 함유될 것이다. 일단 외상 영역으로부터 제거되면, 이 물질은 척추 임플란트를 적재시키는데 사용되거나 중간내에 깊이 위치되어 융합된다.
- <223> 척추내에 외과적인 출혈을 발생시키는 방법은 가변적이다. 제 11C 도에 도시된 바와 같이, 다른 실시예에서 커팅 드릴부(250)는 전방 돌출 니플(260)을 갖는데, 이 니플은 디스크 공간내로 들어가는 것을 용이하게 하여 척추를 분리시키도록 선두(leading)면에서 탄환 형태로 되어 있다. 니플(260)은 척추와 함께 움직일려는 경향을 저지하기 때문에 디스트랙팅하며 안정화되고 슬리브(140)와 튜브형 전방 단부(142)와 결합하여 동작할 때 커팅 드릴부(250)에 대해 자체 중심 선정되며 대향된 척추면으로부터 뼈의 대칭적 절제를 보장한다.
- <224> 본 출원서의 서두에 언급된 선택적인 "트레핀 방법(Trepine method)"이 제 11B 도에 도시된다. 이 선택에서, 상기 외부 슬리브(140)가 고정된다. 롱 디스트랙터(100)가 제 위치에 남겨진다. 이 경우에 상기 롱 디스트랙터는 배럴(106)의 외부 직경이 종래에 비해 작은 직경을 가진다는 점에서 양호한 실시예의 롱 디스트랙터와 다르다. 이것은 상기 방법에 무관하기 때문에 필요한 것으로, 형성될 홈은 척추 임플란트의 부 직경에 대응한다. 인접 단부에서 날카로운 커팅날(251)을 갖는 관형 부재와, 공동을 갖는 트레핀(270)은 벽두께를 가지며 상기 트레핀(270)의 외부 직경이 상기 임플란트의 루트 직경에 대응해야 하기 때문에, 상기 관형 탭의 벽두께는 롱 디스트랙터(100)의 직경의 대응 감소로 허용되어야 한다.
- <225> "트로피노 방법(Trephino method)"에 대한 롱 디스트랙터(100)의 다른 변형은 후방의 커팅 과정에서 발생된 임의의 부스러기를 전달할 목적으로 배럴면(106)을 따라 총방향 그루브(도시안됨)를 사용할 것이다. 커팅 요소는 상기 롱 디스트랙터에 의해 센터링되고 정렬되기 때문에 내부 슬리브(242)의 사용이 경제적인 것은 아니고, 부스러기의 경로를 제어할 때 한번 더 사용할 수 있는 쓸모있는 것이다. 이러한 목적으로, 원호의 뼈가 그 이격 단부에 접촉된 채로 남겨지는 뼈로 간단히 커팅될 만큼 많이 제거되지 않기 때문에 상기 트레핀 방법에서 부스러기는 거의 발생되지 않는다. 따라서, 상기 트레핀 방법이 완료될 때, 구멍을 드릴링하는 양호한 실시예에서와는 달리 상기 트레핀(270)과 내부 슬리브(242)는 제거되고 상기 원호의 뼈와 삽입된 물질을 제거할 필요가 있다. 그러나, 상기 제 11D 도에 도시된 다양한 수단 중의 하나에 의해 쉽게 행해진다.
- <226> 샤프트(276)로 이루어진 기구(272)는 핸들(274)의 하부면(273)에 대한 중심에서 떨어져 부착되어 있다. 상기 샤프트(276)는 커팅암(278)에서 종료된다. 기구(272)는 외부 슬리브(140)를 관통하여 삽입되는데, 상기 외부 슬리브(140)에서 핸들(274)의 하부면(273)은 외부 슬리브(140)의 상단부(172)에 접하며, 하방으로의 기구(272) 움직임을 멈추게 하며 기구(272)의 커팅암(278)을 수직으로 정확히 위치시켜, 핸들

(274)이 회전함에 따라 상기 커팅암(278)은 상기 원호의 뼈를 커팅하며 그를 최종 부착물로부터 분리시키면서 회전된다. 상기 뼈 부분은 다시 상기 기구 또는 긴 포셉(forceps)을 사용하여 제거되며, 다시 상기 이식물내에 놓여지고 또는 혼합하는데 다른 것이 사용된다.

<227>

본 발명의 양호한 실시예에서 척추 임플란트(1)가 필수적으로 자체 태핑되는 동안, 만약 상기 뼈가 특별히 굳어지게 되면, 상기 임플란트(1)의 주입 이전에 상기 중간내에 쓰레드 패턴을 형성하는 것이 바람직할 수 있다. 이러한 목적으로, 제 12 도에 도시된 바와 같이, 탭(280)은 샤프트(286)에 의해 핸들부(292)에 접속된 쓰레드 커팅부(282)를 갖는데, 상기 핸들부(292)는 쓰레드를 커팅할 목적으로 기구의 회전에 기계적 효과를 제공하도록 설계된다. 핸들(290)의 하부는 커팅부(282)의 관통 깊이를 안전하게 제한하는 외부 슬리브(140)의 개구를 관통하여 접촉할 정도로 매우 큰 전방면에 접하는 솔더(288)를 갖는다. 상기 탭(280)은 상단부(172)에 대한 솔더(288)의 결합 바로 이전에 척추뼈의 비절삭면을 결합하는 블런트(blunt) 단부에 의해 또한 안전해진다. 이러한 형태로 인해 의사는 상기 블런트 단부(294)가 드릴 홈에 대해 남은 해부되지 않은 뼈와 만남에 따라 덜 거친 저항값을 인식할 수 있으며, 배면 단부(172)에 기대어 솔더(288)를 고정하므로써 야기되는 저항의 갑작스런 증가 이전에 상기 제 1 저항은 의사에게 태핑(tapping) 처리를 계속하지 말라는 경고하는 기능을 한다. 따라서, 의사는 솔더(288)가 상단부(172)에 접근함에 따라, 나사 형태를 깎아내지 않도록 하는 시각 및 촉각의 경고를 갖는다. 탭의 커팅부(282)는 그 특정 목적에 따라 의해 세분된다. 상기 세분된 블런트 단부(294)에 대해 후방은 일정 직경의 중간 커팅 릿지(296)로 경사지는 총알 모양의 원추형 영역(298)이다. 원추형 영역(298)은 대향된 척추를 분리시키는데, 이는 외부 슬리브(140)에 의해 저항되어, 날카로운 리딩 엣지의 중간 쓰레드 커팅 릿지(296)를 척추내로 점진적으로 밀어넣는다. 상기 쓰레드 형태를 방해하는 주기적인 세로 그루브(284)는 1 내지 8개로, 양호하게는 4개이며, 쓰레드 커팅 과정중에 제거되는 뼈 물질을 축적시키는 기능을 한다. 이에 관해, 바람직한 실시예에서 쓰레드 커팅 형태는 형성될 뼈를 관통시키기보다는 압축하도록 설계된다. 또한, 탭(280)의 모든 주 및 부 직경이 양호한 실시예에서 가변될 수 있지만, 부 직경은 상기 임플란트(1)의 부 직경에 대응하며 주 직경은 상기 임플란트의 주 직경보다 약간 작다.

<228>

탭(280)이 제거되고 외부 슬리브(140)가 여전히 제 위치에 있으므로, 척추 임플란트(1)를 받기 위한 외과적 장소가 충분히 마련된다. 척추 임플란트의 양호한 실시예에서, 임플란트는 융합(fusion)을 증진하는 물질과 인자를 사용, 응용 및 채우므로써 향상된다. 따라서, 상기 임플란트는 외과적 수술에 제공되는 것처럼 삽입용으로 충분히 마련될 수 있다. 그러나, 현재, 인간의 뼈는 환자 자신의 뼈가 최고의 소스(source)로 간주됨에 따라 이식조직의 선택용으로 널리 사용된다.

<229>

제 14a 도는 환자의 후방 장골 크레스트(crest)나 임의의 다른 뼈 조직내로 신속하고 깨끗이 코어링(coring)하며 트레핀(300)의 공동(304)내에 함유된 뼈 코어를 발생시키기 위해 과도하게 날카로운 전단 커팅 엣지(302)를 갖는 트레핀(300)을 도시하고 있다. 트레핀(300)은 작성 방향으로 대향된 한쌍의 슬롯(310)을 갖는 후방부(306)를 가지며, 세로방향의 후방으로 면하고 있는 개구로부터 시계방향으로 배치되어, 직경 방향으로 대향하는 드라이브 유닛(308)의 결합 메카니즘(312)을 결합 시키며, 상기 드라이브 유닛으로 인해 트레핀(300)은 핸드 드릴 또는 파워 드릴에 부착될 수 있다. 결합 메카니즘(312)은 시계방향의 커팅 과정중 안정화된다는 것을 이해할 수 있으며, 일단 커팅이 완료되면 두 구성 요소의 빠른 분리가 허용됨을 이해할 수 있다.

<230>

공동(304)의 내부벽과 이식조직 사이의 큰 방해로 인해, 그리고 다공성 뼈의 상대적인 연약성으로 인해 드릴링 동안 상기 트레핀(300)을 제거할 수 있으며, 그것과 함께 뼈의 코어를 추출할 수 있다. 그러나, 상기 뼈 코어가 그의 베이스에서 고정된 채로 유지되는 매우 바람직스럽지 못한 경우에, 드라이브 유닛(308)은 제거되며, 제 14C 도에 도시된 드라이브 유닛(308)은 후방부(306)의 중앙 개구를 관통하여 도입되어, 공동(304)내의 뼈 코어를 커팅 엣지(302)의 깊이로 관통하여 쓰레드 다운(threaded down)된다. 상기 코크 스크류의 외부 덮개를 따라 연장되는 코크 스크류(408)의 팁(318)은 다음에 뼈 코어의 베이스를 반경방향으로 관통하여 절단한다. 상기 코크 스크류(408)의 핸들부(314)가 후방부(306)의 편평한 후방면과 접해 있기 때문에 더 이상 진행되지 못한다. 코크 스크류(408)가 계속해서 더 돌아감에 따라, 외인병에서 코크를 제거하는 것처럼 뼈 코어는 후방으로 당겨질 것이다. 트레핀(300)은 로드될 척추 임플란트(1)의 내부 직경보다 조금 작은 내부 직경을 갖는 날카로운 커팅 엣지(302)에 연장하는 공동(304)을 갖는다.

<231>

수납된 뼈의 코어와 함께 트레핀(300)은 제 14B 도에 도시된 바와 같이 임플란트 뼈 로딩장치(120)의 개구를 관통하여 위치되며, 상기 장치에서, 공동(304)이 관통하며, 원형 플랜지(344)에 의해 멈춰진다. 임플란트 뼈 로딩장치(320)의 플러저 샤프트(325)는 플러저(372)가 긴 쓰레드된 샤프트부(328)를 통해 전단부 칼라(330)의 베이스에 다시 당겨지도록 노브를 반시계방향으로 회전시킴으로써 부착되기 위해 마련된다. 이 위치에서, 노브(332)가 칼라(330)로부터 후방으로 꽤 많이 연장된다. 상기 위치에서의 플러저 샤프트(326)로 인해, 플러저(372)는 칼라(330)의 인접 원통부가 뒤따라오에 따라 트레핀(300)의 중앙 후방부(306)내로 삽입되어, 상기 플러저(372)는 공동(304)의 후방부를 차지하며 칼라(330)의 상기 인접 원통부는 중앙 후방부(306)를 차지한다. 칼라(330)상의 직경 방향으로 대향되어 반경방향으로 돌출한 암(346)은 직경 방향으로 대향된 이중 외부 슬리브(340)내로 진행되어, 이 조합을 완료하기 위해 시계방향으로 회전된다.

<232>

로딩장치(320)의 다른 단부에서, 척추 임플란트(1)는 암형 사각 슬롯(364)을 관통하여 사각형의 한 단부 플러그(324)의 후방의 인접 표면으로부터 연장시킨 바(bar)를 돌출시키고, 작은 볼트로서 먼 단부에 연장하기 위해 단부 플러그(324)내에 중앙 구멍을 통해 로드로서 연장하는 노브(334)에 의해 고정되며, 작은 볼트는 척추 임플란트의 암형 사각 슬롯(364)내에 집중된 암형 구멍에 봉합된다. 플러그(324)의 단부에 고정된 척추 임플란트(1)와 이 임플란트(1)의 그 대향 단부를 중공의 관상 개구부로 나타내며, 단부 플러그(324)는 대각선으로 대향된 L형 슬롯(321)을 회전식으로 결합함으로써 고정되는 이식뼈 로딩장치(320)로 진행된다. 로딩장치(320)가 완전히 어셈블링된 후, 트레핀(300)의 커팅 엣지(302)는 임플란트(1)의 개구 단부에 동축으로 대향하며 놓인다.

<233>

제 15 도에 도시된 바와 같이, 노브(332)가 시계방향으로 회전될 때, 플러저(372)는 가동되지만, 척추 임플란트(1)로 뼈의 이식조직을 사출시키는 공동(304)을 하향으로 구동시킨다. 뼈의 이식조직이 척

주 임플란트의 내부보다 길이가 더 길므로, 중앙 캐비티로부터 외부로 교통하는 장치의 벽을 통해 구멍에서 반경방향으로 놓여지도록 뼈에는 추가의 압력이 가해진다.

- <234> 단부 플러그(324)는 그후 로딩장치(320)로부터 제거된다. 단부 플러그(324)가 핸들로서 사용하여, 제 16 도에 도시된 엔드 캡(374)은 척추 임플란트(1)의 개구 단부에 고정된다. 임플란트는 노브(334)를 반시계 방향으로 회전시킴으로써 단부 플러그(324)로부터 분리된다.
- <235> 제 16 도는 상기 임플란트(1)를 삽입 또는 제거시키도록 사용될 수도 있는 임플란트 드라이버 기구를 도시한 것이다. 드라이버(350)는 그 이격 단부(362)에 직사각형 돌출부(398)를 가지며, 이 돌출부는 임플란트(1)의 상보적 암형 사각 슬롯(364)을 결합한다. 이격 단부(362)의 직사각형 돌출부(398)로부터의 돌출은 봉합부(353)에 봉합되며, 이 봉합부(353)는 공동 셰프트(358) 및 공동 수동 배럴(360)을 통해 로드로서 노브(354)로 확장되며, 회전식으로 제어될 수 있다. 봉합부(353)는 암형 구멍 노브(354)로 나사물림하며, 봉합부(353)를 암형 사각 슬롯(364)에 집어넣고 드라이버(350)가 쌍의 대각선 방향으로 연장된 암(366)을 통해, 임플란트와 접촉을 유지하는 동안 한 방향으로 회전될 수 있도록 함께 결합시킨다.
- <236> 드라이버(350)에 고정시키기 위해, 임플란트는 외부 슬리브(140)를 통해 도입되어 임플란트 캡(374)의 리딩 엣지가 그 전방 모션이 드릴 아웃되기 전까지의 뼈에 의해 방해받는 시점에서 예정된 구멍의 깊이에 도달한다. 이것은 임플란트가 홈에 나사물림될 때까지 의사에게 작업을 진행하도록 한다.
- <237> 상술한 바와 같이, 탭(280)의 사용으로, 이 터미널 레지스턴스는 의사에게 상당한 촉각적인 피드백을 제공한다. 또, 탭(280)에 관하여, 임플란트의 주입 깊이의 가시적인 모니터링은 공동 수동 배럴(360)의 전방면(370)의 점진적인 접근을 관찰함으로써 의사에 제공되며, 외부 슬리브(140)의 배면 단부(172)에 도달한다. 그럼에도 불구하고, 최종의 안전 메카니즘에서는 주입의 전체 깊이가 실현될 때, 드라이버(350)의 전방면(370)은 외부 슬리브(140)의 배면 단부(172)와 인접하며 척추 임플란트의 또 다른 설치를 방지한다.
- <238> 임플란트가 완전히 설치된 후, 드라이버(350)는 반시계 방향으로 터닝 노브(354)에 의해 임플란트로부터 분리된다. 드라이버(350)는 외부 외장으로부터 철수된 후, 외부 슬리브(140)는 제거된다. 이것은 완전히 저장된 임플란트를 남긴 후 제 18 도에 도시된 소정의 깊이로 삽입된다.
- <239> 척추의 또다른 것을 살펴보자. 이중 신경 루트 리트랙터는 신경 구조를 리 트렉팅하는데 사용되며, 쇼트 디스트랙터(120)의 헤드(128)를 완전히 나타내며, 커널 플로어상에 나란히 배치된다. 배럴(152)을 활용하면, 연장된 나사부재(116)는 쇼트 디스트랙터(120)의 내부 나사식 개구(114)에 삽입되며, 배럴(152)의 연장된 내부 나사식 개구(114)는 쇼트 디스트랙터(120)의 암형 직사각형 슬롯(118)에 결합된다. 그후, 후방 부품(108, 110)에 있어서, 제 2 도의 캡(136)을 활용하면 롱 디스트랙터 구성이 회복된다.
- <240> 이중 액낭(dural sac)과 신경 루트가 여전히 수축 및 보호된 상태에서, 외부 슬리브(140)는 재구성된 롱 디스트랙터위로 미끄러져 들어가 폐쇄 배면(162)의 사용으로 장착된다. 미리 설치된 척추 임플란트(1)의 이식을 위한 전술된 것들의 전체 시퀀스는 이후 두 척추 임플란트가 중간내에 차례로 놓이도록 반복된다. 필요하지는 않으나, 융합 레벨의 원형 고정 또는 기타 내부 고정이 추가로 실시될 수 있으며 이후 상처는 통상의 방법으로 폐쇄된다.
- <241> 전방 인터바디 융합 방법 및 장치의 도면을 참고한 간단한 설명
- <242> 척추 코드와 신경 루트가 없으므로 일례로 디스크 공간의 전체 폭을 경부, 경부, 또는 요부 척추에 걸쳐 좌우로 시각화할 수 있다. 전방 인터바디 융합의 양호한 실시예에서, 임플란트는 중간에 평행하게 전방에서 후방으로 차례로 그리고 인접하는 척추 뼈를 통해 연장되어 배치된다. 디스크 공간의 횡방향 폭은, 그 각각이 인접하는 척추를 내부로 소정 깊이 돌출하기에 충분히 큰 두 개의 임플란트의 사용이 가능하기에는 불충분한 경우 단일의 현저히 큰 임플란트가 중앙에 배치될 수도 있다. 이점을 고려하여, 후방의 요추 인터바디 융합 방법에 관하여 이미 제공된 기술 및 실행에 대한 매우 상세한 설명을 고려해 보면 이중 임플란트의 설치를 갖는 전방 척추 인터바디 융합에 대한 간단한 설명으로 충분할 것이고 단일의 큰 중심선 이식조직의 설치 방법은 명백해질 것이다.
- <243> 융합될 중간은 전방이 노출되어 있다. 연질 조직은 후퇴하며, 필요하다면 상하 방향 뿐만 아니라 서로에 대해 보호된다. 이후 중간의 전방 부근의 척추골 전체 폭을 시각화할 수 있다. 상술한 바와 같이, 치과 의사는 필수 신연과 최적의 임플란트 크기를 결정하기 위해 이미 적절한 환자 방사성 사진을 부제한다. 바람직한 방법으로서, 외과 의사는 큰 부피의 핵디스크 부분을 넓게 절개한다(이와 달리, 디스크는 나중에 드릴로 제거될 수 있다). 외과 의사는 이후 좌우로 전방 중간 지점을 주목하고 표시해 놓는다. 그리고 롱 디스트랙터(100)를 상기 지점과 앞서 시각화한 추가 공간의 측방 길이 사이의 중간 지점에 중심을 맞춘다. 사용된 롱 디스트랙터(100)의 외측 배럴(106)은 설치될 임플란트의 외경과 일치할 것이다. 삽입된 디스트랙터의 관통부(102)는 최적의 신연이 얻어질 때까지 직경이 점차 커진다. 초기 복제에 의해 제시되었지만 이 최적 신연은 시각적으로 그리고 측각으로 확인될 수 있다. 최적의 신연이 이루어지면 척추 단부판은 롱 디스트랙터(100)의 전방 관통부(102)와 평행하게 완전히 일치되어, 척추골의 정렬 변경을 초래하고, 기구가 충분히 안정되도록 선단부에서의 압력과 간섭 끼움을 현저히 증가시킬 것이다.
- <244> 두개의 인접하는 척추(V)가 하나의 고체 덩어리처럼 고려되고 이동하기 시작하는 지점으로 탄성 범위를 통해 이동한 조직은 외과 의사에게 센세이션을 불러일으킨다. 이러한 변화는 척추의 재정렬이 관통부(102)와 일치됨에 따라 시각적으로 쉽게 알 수 있으며, 측방향 원트겐 사진을 통해 쉽게 이해될 수 있다. 그러나 외과 의사가 최적 신연이 달성되었음을 인지하지 못하고 추가로 중간을 신연시키려 한다면 조직이 그 탄성 변형 한도를 넘어 움직임에 따른 저항의 증대로 인해 시행이 극히 어렵다는 것을 알게 될 것이다. 또한 탄성력이 없어지므로 간격을 크게 이동시킨 척추와 벨릿으로 과도한 크기로 디스트랙터를 사용하여 서서히 간격을 띄우는 수술 방법에 대한 충격은 취성을 크게 할 수 있다.
- <245> 다시 진행과정으로 돌아가서, 설치되는 임플란트에 대응하는 배럴(106)을 가지는 이상적인 디스트랙션 중간을 생산하는 정확한 체내 디스트랙터가 삽입되었을때, 이식조직의 정확한 복사체가 척추의 외

부측과 동등 위치인 전방에 삽입된다. 롱 디스트랙터(100)의 베럴부(106)가 정확히 단부에서 동축을 가지는 척추 임플란트(1)와 동일한 주 직경부일 때, 외과 의사는 이중의 이식 조직과 나란히 예상된 관계를 나타낼 수 있다.

<246> 제 7C 도 및 제 7D 도에서 도시한 것처럼, 한쌍의 중공 튜브를 가진 이중 외부 슬리브(340)는 척추로부터 전방으로 도출되는 롱 디스트랙터를 조금씩 유도한다. 이중 외부 슬리브(340)는 결합된 모든 조직의 부 및 주 지름부 사이의 이식조직의 차이 이상은 아닌 총합을 이상적으로 서로 떨어뜨린 동등한 크기의 두개의 구멍을 가진 관형 부재로 구성되며, 다른 조직편의 트레이드 내부에 위치하는 한 임플란트의 네스트(nest)를 가질 수 있을 때 그들 모두는 그들 사이의 공동 영역을 차지한다. 그러나, 양호한 실시예가 임플란트의 주 및 부 직경 사이의 차이의 2배 이상(양의 함)이 될 때, 거리는 상당히 멀어질 수 있다. 양호한 실시예에 있어서, 이중 외부 슬리브(340)의 연장된 관형부(348)는, 드라이버(350)들 사이에 영향이 있을 때, 충분한 거리를 가지며, 이 요소들은 서로에 대해 기울거나 또는 근접하려 하여, 이들은 최종 단부에서 수렴하거나 발산할 것이다. 쌍을 이룬 관형부(348)는 쌍으로 연결되거나 그들 길이를 통하여 전체적으로 교통될 수 있다. 양호한 실시예에 있어서, 평면도는 발판이 기본적으로 수직하며 날카로운 모서리를 가지고 있지 않다는 것을 도시한다.

<247> 다른 모양이 사용될 수 있다. 측면도(70)에서 원형 플랜지(344)는 전방에서 척추형으로 근사하도록 회전한다. 척추에 부착하도록 충분히 긴 다층의 날카로운 프롬(342)은 원형 플랜지(344)로부터 쭉 뻗어 있다. 프롬(342)은 길이가 한정되어 있어서 너무 후방으로 통과하지 못하고 2 내지 10까지 양호하게는 6의 길이를 가진다. 이중 외부 슬리브(340)가 후방 단부(352)와 결합하는 제 7E 도의 유용한 이중의 드라이버 캡(420)을 향해 구동될 때, 원형 플랜지(344)로부터 연장된 프롬(342)은 전방 운동이 척추체의 전방면에서 일치하며 멈추어지도록 하는 곡선형 원형 플랜지(344)에 의해 방해될 때까지 대항하는 척추체속으로 끼워 넣어진다.

<248> 제 5 도에서 이미 도시한 바와 같이, 이중 드라이버 캡(420)은 내부면(168)으로써 리세스(354)에 있어서, 외부 슬리브가 롱 디스트랙터 유니트의 후방 돌출에 방해받지 않고 충분히 안착되도록 하는 점에서 단일 드라이버 캡(160)과 동일 설계이다. 그러나, 드라이버 캡(160)과 같이 않게, 노브(354)는 드라이버 캡(420)의 전방 운동을 방해하는 크라운(110)을 통해서 롱 디스트랙터에 연결될 필요가 없어서, 원형 플랜지(344)는 효과적으로 작용한다는 신뢰도가 크다. 또한, 이중 외부 슬리브(340)용 이중 드라이버 캡(420)은 그 자체로 대응하도록 이중이며 이중의 후방 단부(352)에 대면하는 후방부와 연결된다. 이중 외부 슬리브가 충분히 안착하면, 합쳐지는 중간 근처의 척추는 원형 플랜지(344)와 프롬(342)을 통해서 단단히 고정된다. 그러므로, 이들 중 하나를 제거할 수 있거나, 상술한 방법에 의하여, 롱 디스트랙터 풀러(200)를 사용한 롱 디스트랙터 로드 모두를 제거할 수 있다. 이때 척추의 한쪽 또는 양쪽 측면 모두에서 작업할 것인가 하는 외과 의사의 선택이 있다. 본 발명의 전술에 있어서, 외과 의사는 내부 슬리브(242)를 사용한 중간을 드릴링으로 천공할 수 있고 본 발명의 "트레핀 방법"으로 롱 디스트랙터를 제자리에 배치할 수도 있다.

<249> 필요하다면, 태핑과 임플란트의 삽입은 보호하는 이중 외부 슬리브(340)를 통해 나타낼 수 있다. 임플란트가 완전히 삽입되면 외부 슬리브는 제거된다. 융합 부위를 준비하는 내부 슬리브가 없거나 있거나 상관없이 사용된 드릴 방법 또는 "트레핀 방법"을 가지고, 양호한 실시예는 이중 외부 슬리브(340)에 탭 및 임플란트(1)의 이상적인 배치용으로 공간을 갖도록 한다.

<250> 중간내에 깊게 작업하기를 바라는 임플란트를 직접 볼 수 있게 하는 능력을 선호하는 외과 의사는 양호한 실시예에서는 없지만 본 발명의 범위내에 있는 안정화 유지를 위한 제 1 인공 보철의 삽입 후 또는 그전에 외부 슬리브를 제거하도록 선택할 수 있다.

<251> 전방 인터바디 용융 방법을 위한 바람직한 실시예에 대한 다른 방법

<252> 상세한 설명에서 후방 요추의 척추에 대해 설명한 바와 같이, "트레핀 방법"이 사용될 수 있다.

<253> 또한, 상술한 방법에서의 키이 소자가 프리디스트랙션의 원리에 사용되고, 이러한 디스트랙션은 롱 디스트랙터를 가지고 또는 갖지 않고 외부 슬리브에 의해 유지된다. 그러므로, 중간의 준비가 완료되면, 실시예에서는 없지만, 신경 구조체의 필요적 보호없이 외부 슬리브를 제거하고 외부 슬리브를 통하는 것보다는 임플란트를 직접 삽입하므로써 외부 슬리브를 제거할 수 있다.

<254> 이 방법의 또 다른 실시예에서와 같이, 디스트랙트된 중간의 높이는 그 높이를 스패닝하고 대항 척추체 안으로 충분한 길이로 삽입되는 임플란트의 직경이 2개의 임플란트를 나란히 위치시킬 수 없게 되도록 형성되어 있고, 충분히 증가된 직경으로된 단일의 임플란트만이 사용되며 양측부 보다는 중간내에 중심 위치된다. 본 발명의 방법에 의한 단일의 중심 이식조직의 변위 및 기구의 사용은 상술된 방법으로 유지되고 "관형 탭 수술 방법"이나 드릴로 실행 가능하다.

<255> 제 16 도 내지 제 18 도를 참조하면, 본 발명의 척추 임플란트(1)의 원통형 실시예가 도시된다. 제 16 도에서, 임플란트(1)는 드라이버(350)에 부착되어 있다. 제 17 도 및 제 18 도에서, 임플란트(1)는 인접 척추 사이에서 디스크 공간(D)에 설치된다.

<256> 원통형 임플란트(1)는 양호한 실시예에서 ASTM에 따라서 이식 가능한 재료, 양호하게는 티타늄으로된 중공의 관형 부재로 제조된다. 원통형 임플란트(1)는 일단부에서 폐쇄되고 캡(394)에 의해 덮혀진 다른 단부에서 개방된다. 원통형 임플란트(1)는 원통형 임플란트(1)의 측벽을 통해 일련의 극소형 개구(390)를 갖는다. 일련의 외부 쓰레드(392)는 원통형 임플란트(1)의 원주상에 형성된다. 다양한 쓰레드가 임플란트상에 사용될 수 있다. 캡(374)은 이 캡(374)을 밀봉시키도록 육각형 캡(394)을 갖고 있다.

<257> 본 발명은 나사식 척추 임플란트의 이식과 관련하여 기술되었지만, 다른 형태의 임플란트가 본 발명에서 사용될 수 있다. 예를 들면, 뼈나 인조재료로된 은못(dowel)과, 널링되거나 불규칙한 형상의 실린더, 구면체, 또는 외부 슬리브를 통해 도입될 수 있는 다른 형태의 임플란트가 사용될 수 있다. 외부 슬리브를 통한과정을 실시하므로써 보다 안전하고 신속하며 정확한 실행을 가능케 한다.

(57) 청구의 범위**청구항 1**

두 개의 인접한 척추를 서로에 대해 선택되는 관계로 위치설정하기 위하여 척추 외과 수술에 사용하는 척추 디스트랙터(spinal distractor)에 있어서,

본체와;

두 개의 인접한 척추 사이의 디스크 공간내로 삽입되어 두 개의 인접한 척추의 인접한 단부판에서 지탱하도록, 상기 본체로부터 연장하는 디스크 관통 연장부(disc penetrating extension)를 포함하며,

상기 디스크 관통 연장부는 인접한 단부판 중 한쪽에서 지탱하는 제 1 부분과, 인접한 단부판 중 다른쪽에서 지탱하는 제 2 부결을 갖는 척추 디스트랙터.

청구항 2

제 1 항에 있어서, 상기 디스크 관통 연장부가 디스크 공간내로 침투하는 것을 제한하는 수단을 추가로 포함하는 척추 디스트랙터.

청구항 3

제 1 항에 있어서, 상기 본체는 디스크 관통 연장부에 분리 가능하게 부착되는 척추 디스트랙터.

청구항 4

제 3 항에 있어서, 상기 디스크 관통 연장부는 이 디스크 관통 연장부와 본체와의 접합부에 가깝게 헤드를 포함하며, 상기 헤드는 디스크 공간내로의 진입을 방지할 정도의 치수로 설정되어 있는 척추 디스트랙터.

청구항 5

제 3 항에 있어서, 두 개의 인접한 척추 중 하나 이상을 결합하기 위한 수단을 추가로 포함하는 척추 디스트랙터.

청구항 6

제 1 항에 있어서, 상기 디스크 관통 연장부는 불규칙한 표면을 갖는 척추 디스트랙터.

청구항 7

제 1 항에 있어서, 상기 본체는 디스크 공간으로부터 디스크 관통 연장부를 추출하기 위해서 추출장치와 결합하는 수단을 포함하는 척추 디스트랙터.

청구항 8

제 3 항에 있어서, 상기 디스크 관통 연장부는 본체와 결합하는 수단을 포함하며, 상기 본체는 디스크 관통 연장부를 디스크 공간으로부터 추출하기 위한 추출장치와 결합하는 수단을 갖는 척추 디스트랙터.

청구항 9

제 1 항에 있어서, 상기 디스크 공간과 인접한 척추에 대해 보호형 접근(protected access)을 제공하는 구멍을 갖는 보호 부재와 협력하며, 상기 구멍을 통과할 수 있는 척추 디스트랙터.

청구항 10

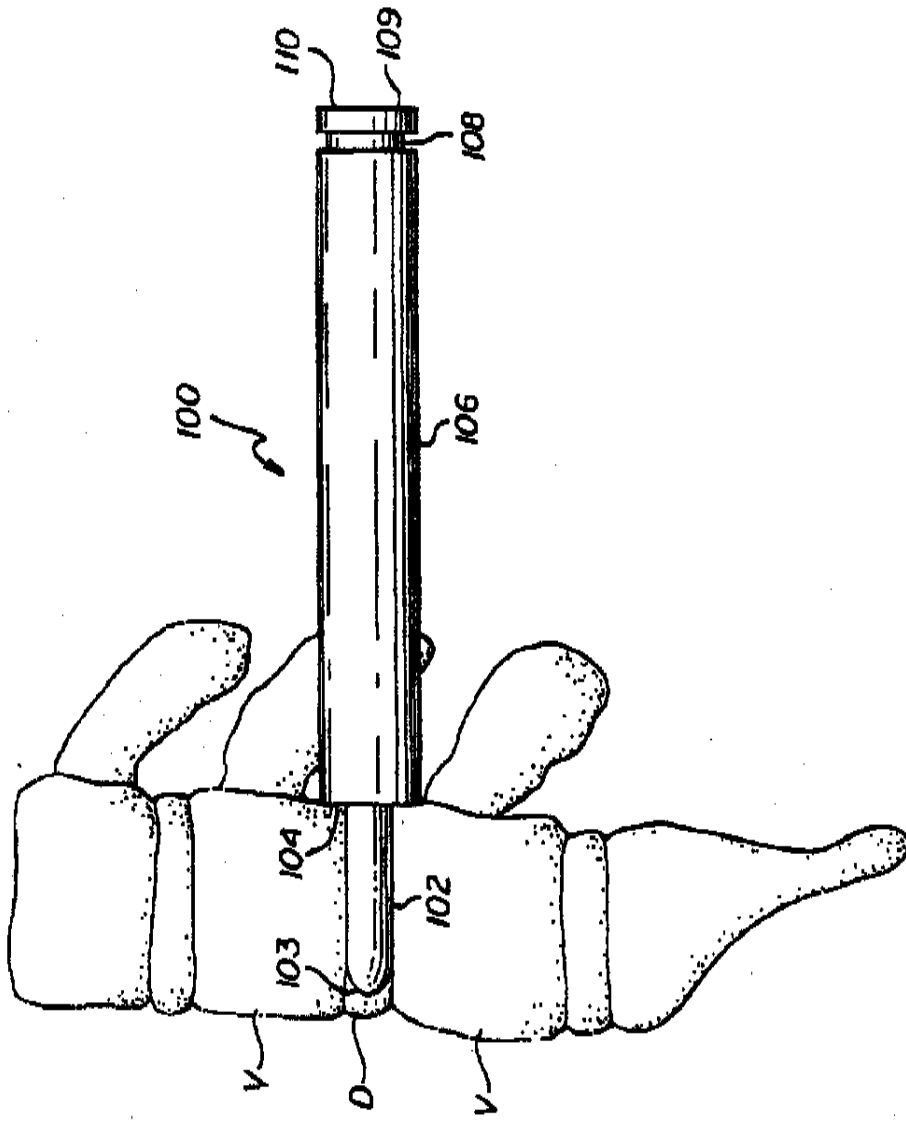
제 1 항에 있어서, 상기 디스크 관통 연장부는 이 디스크 관통 연장부를 디스크 공간내에 용이하게 삽입하기 위하여 테이퍼형 전방 단부를 갖는 척추 디스트랙터.

요약

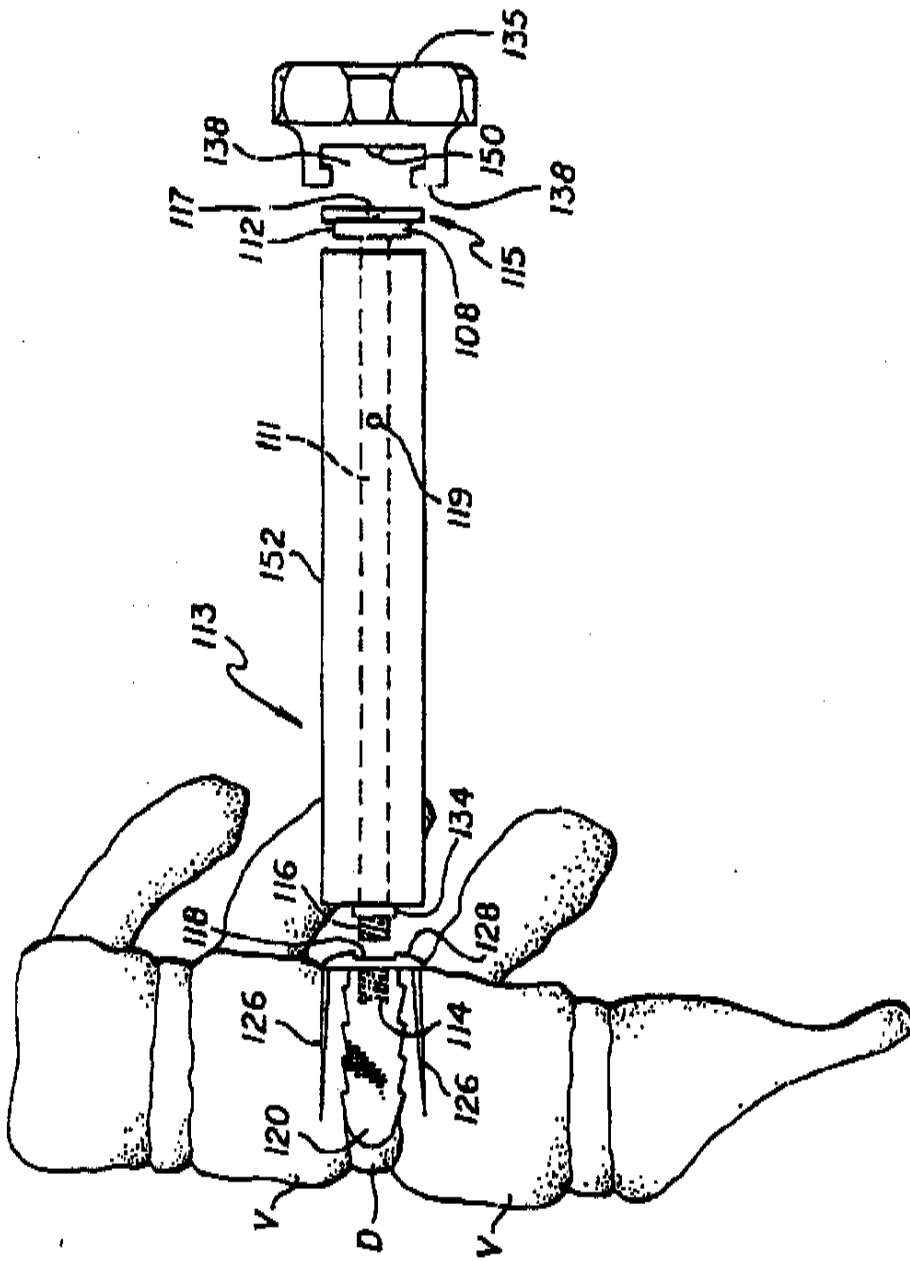
본 발명에 기재된 척추 임플란트들을 삽입하는 장치 및 방법은 우선 추간공간이 분열되고, 이어서, 한쪽 단부에 톱니들을 갖는 중공의 슬리브가 상기와 같이 분열된 공간에서 인접한 척추들속에 삽입되는 것이다. 그리고, 드릴이 중공의 슬리브를 통해 들어가면서 관통부속에 있는 디스크와 뼈를 제거하여 나중에 슬리브를 통해 삽입될 척추 임플란트를 수용할 수 있게 한다.

대표도**도1****도면**

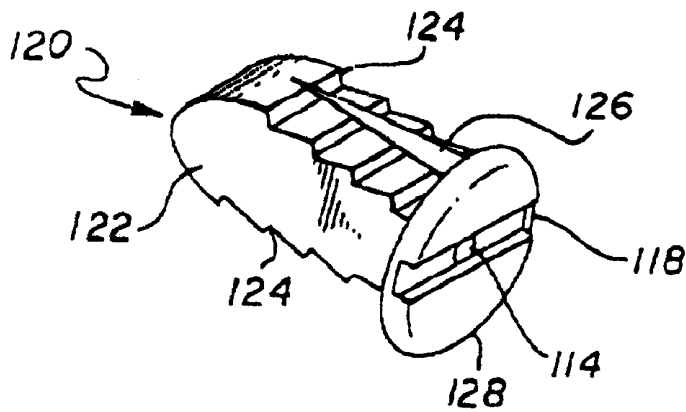
도면1



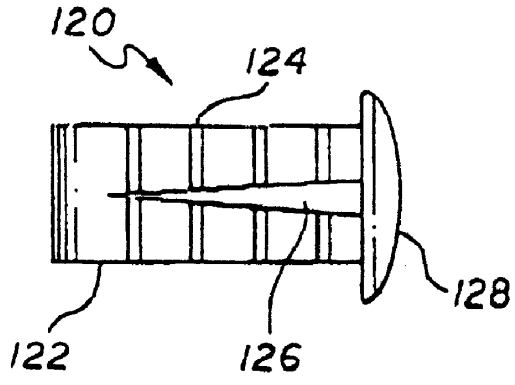
도면2



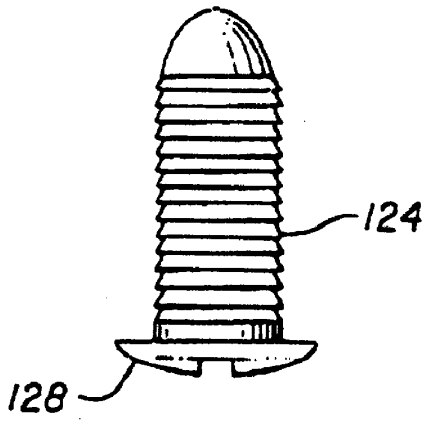
도면3



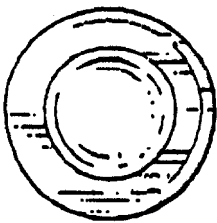
도면3a



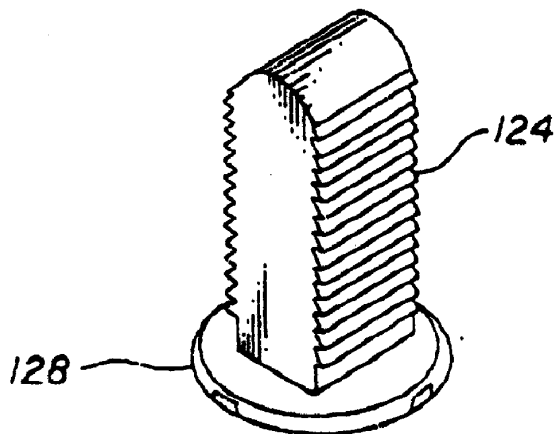
도면3b



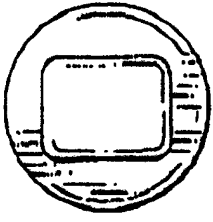
도면3c



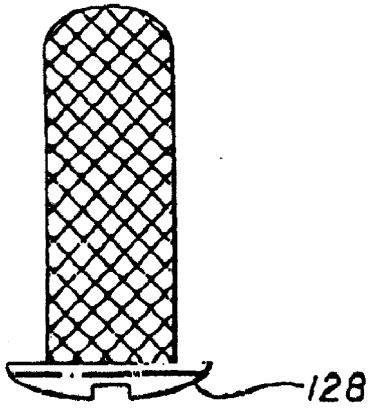
도면3d



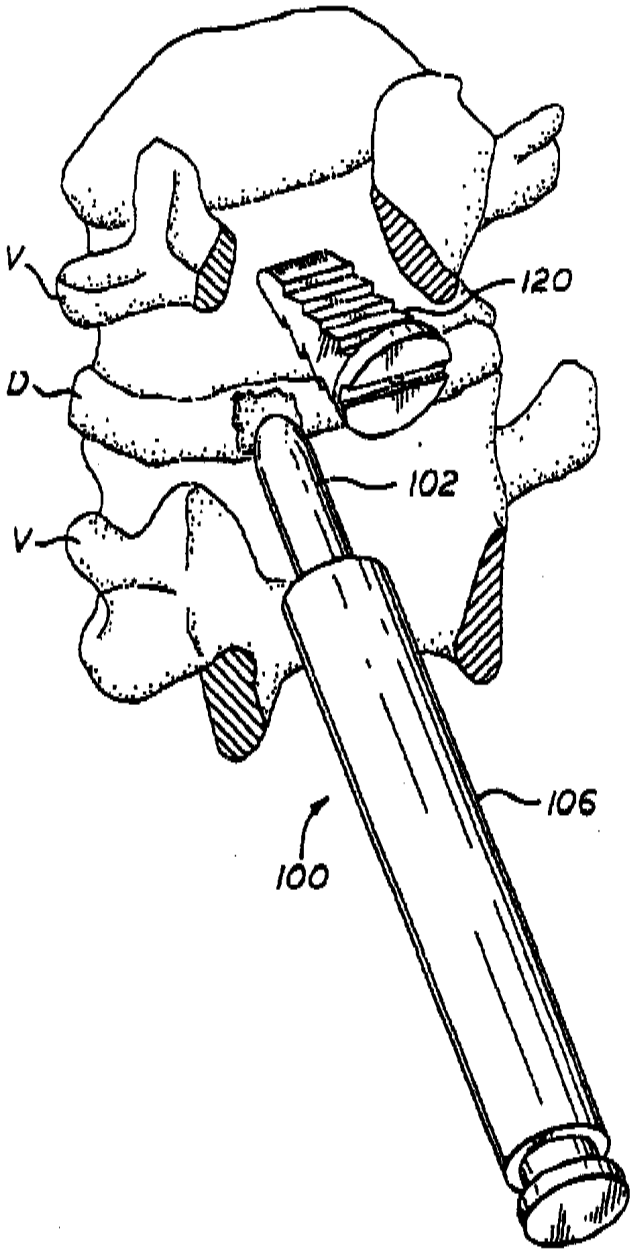
도면3e



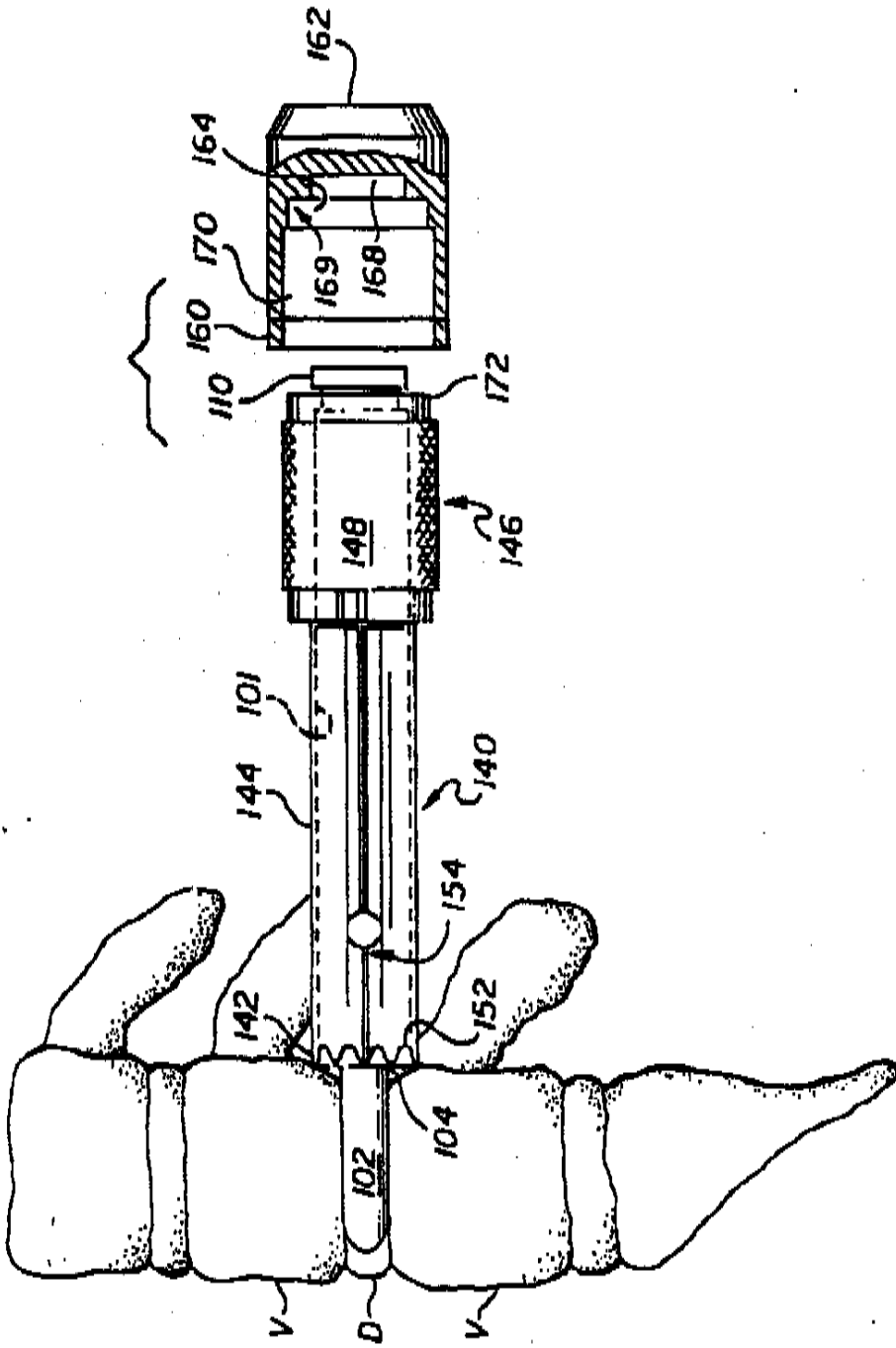
도면3f



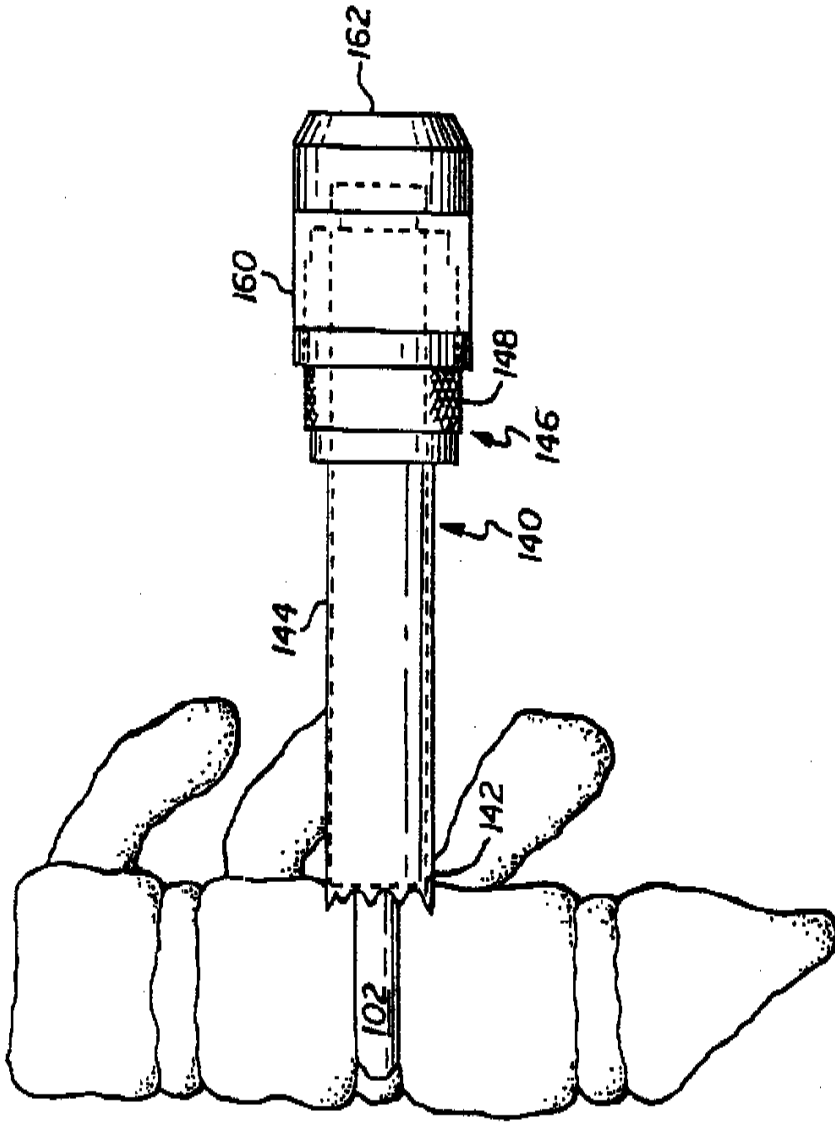
도면4



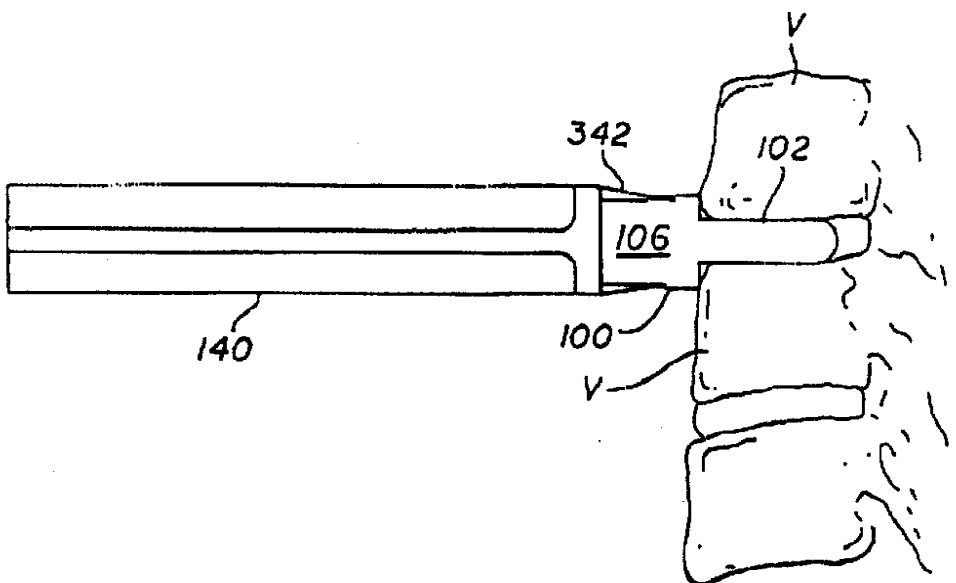
도면5



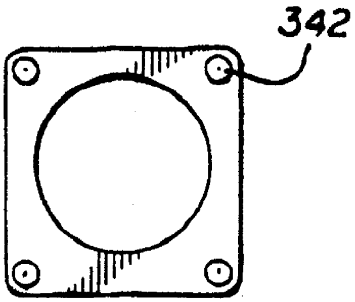
도면6



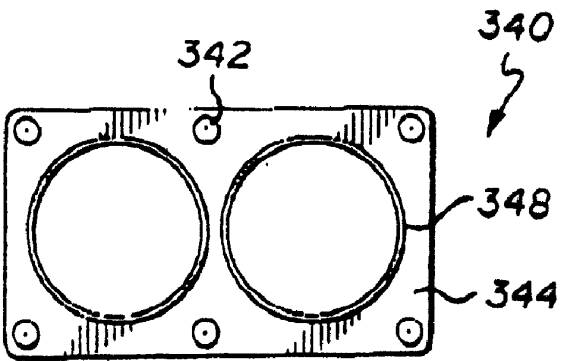
도면7a



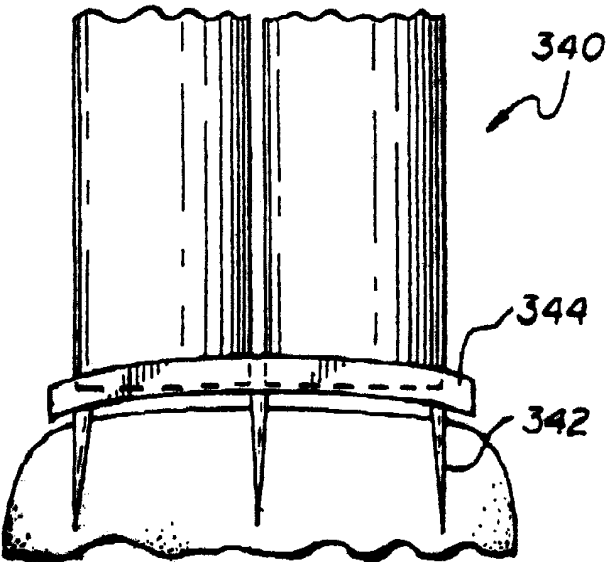
도면7b



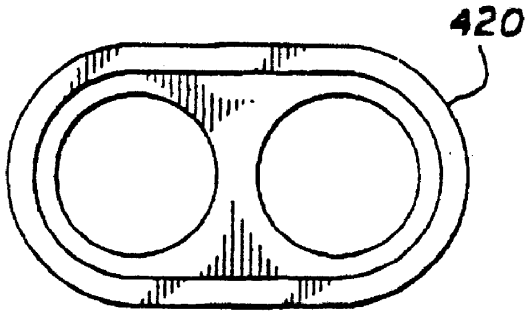
도면7c



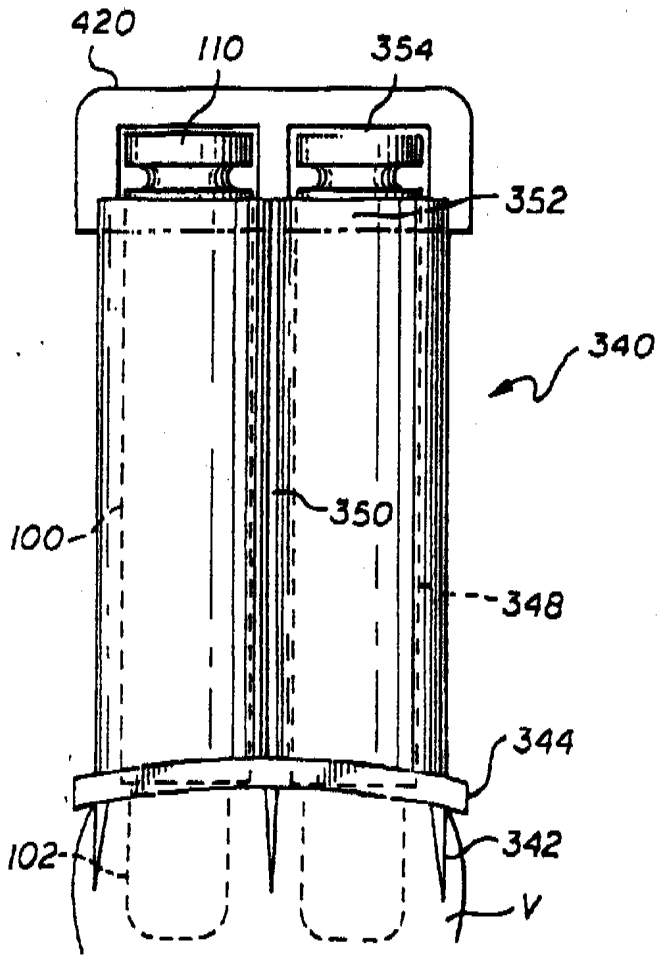
도면7d



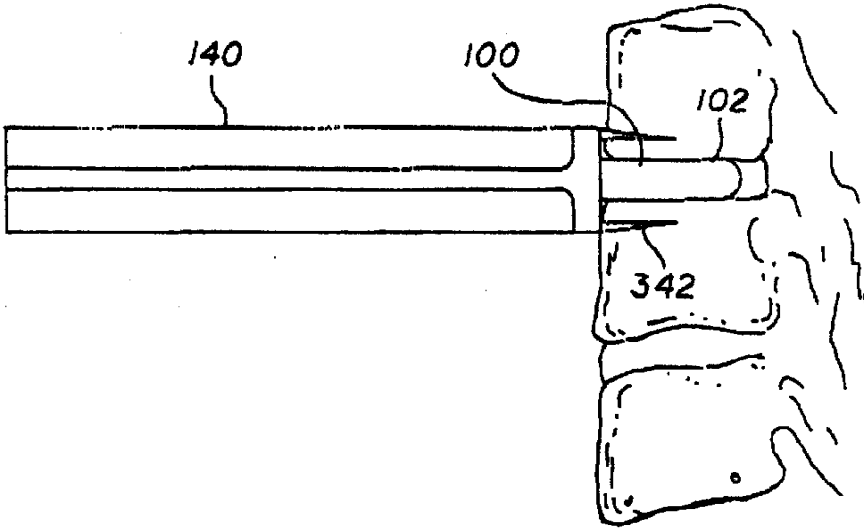
도면7e



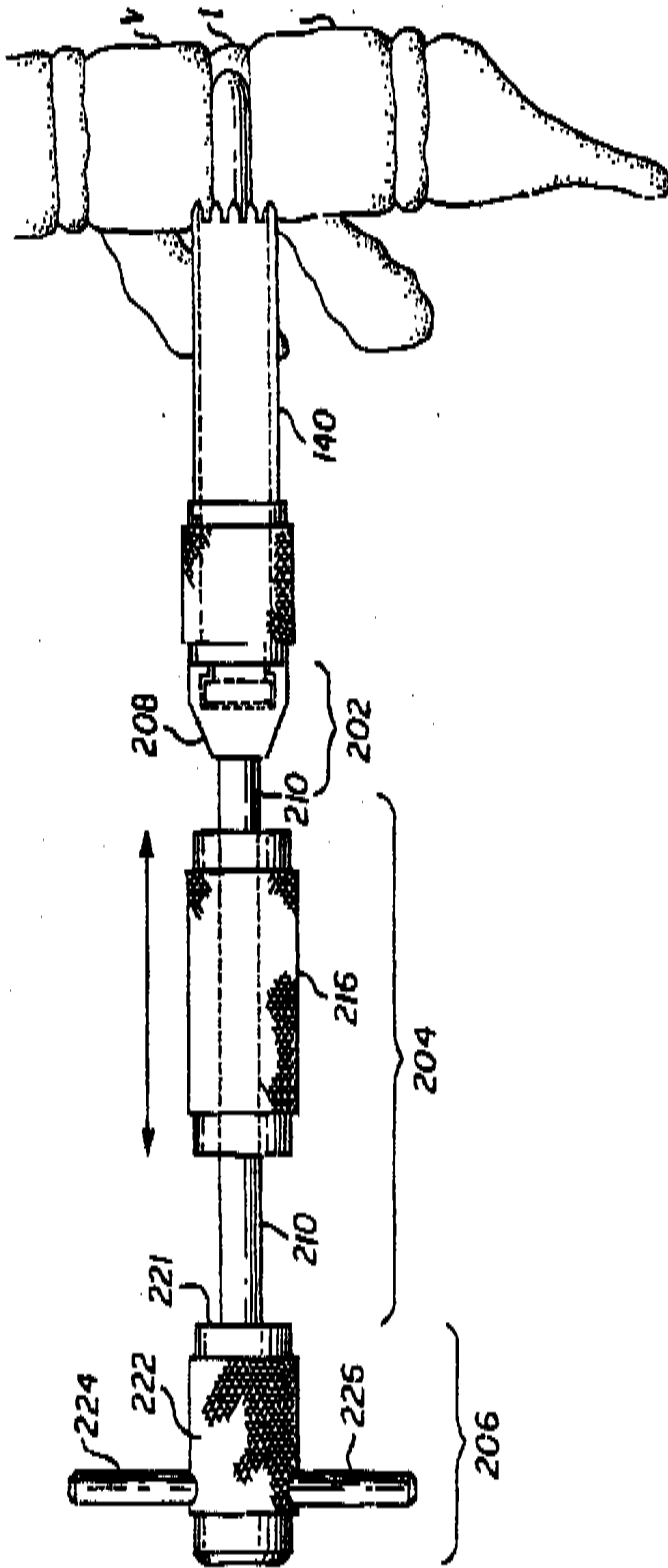
도면7f



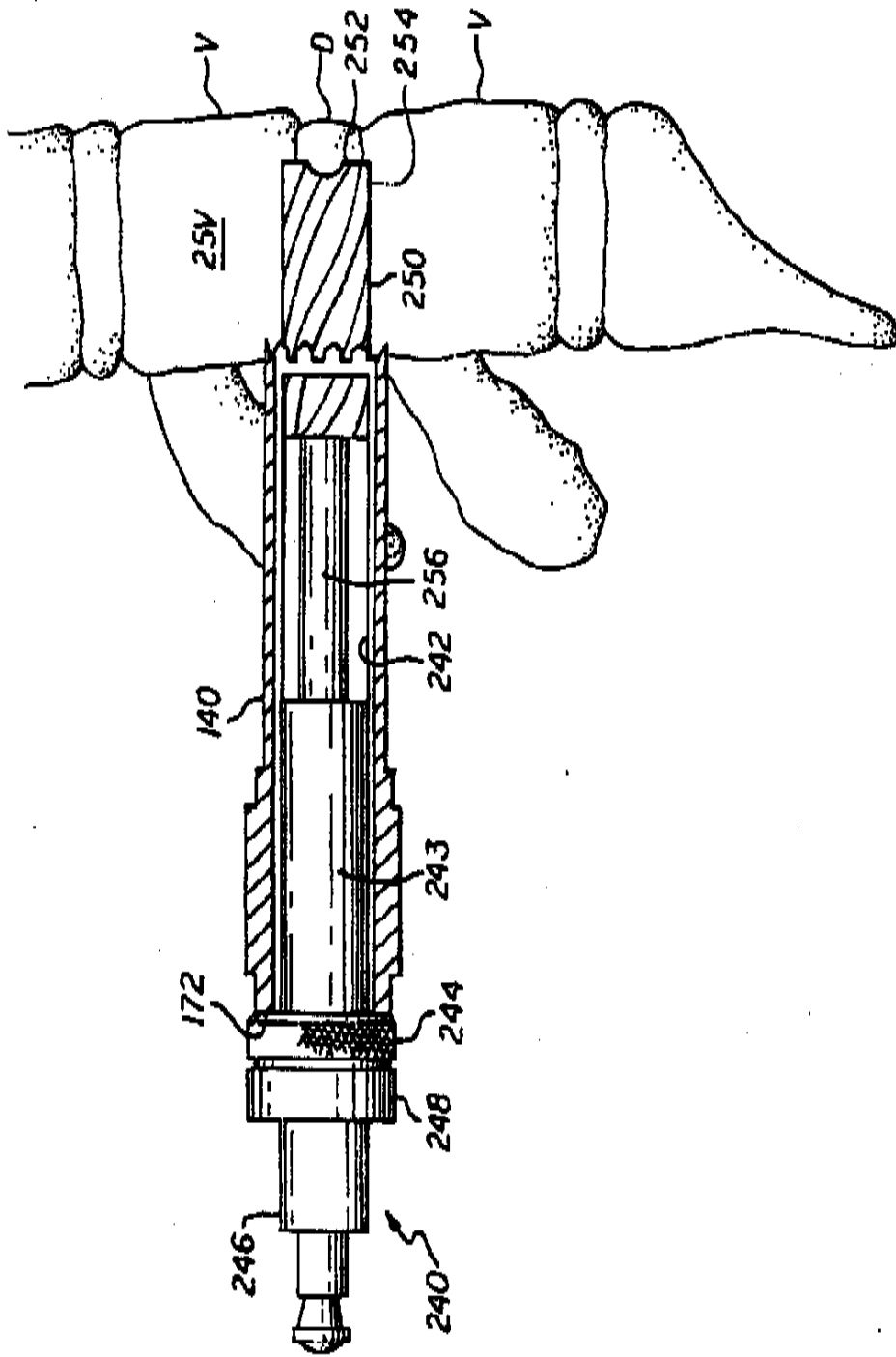
도면8



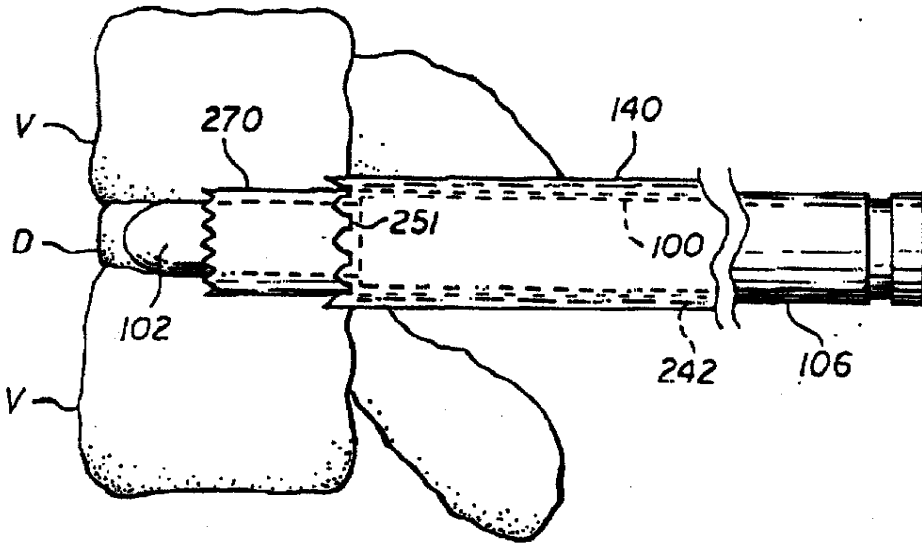
도면10



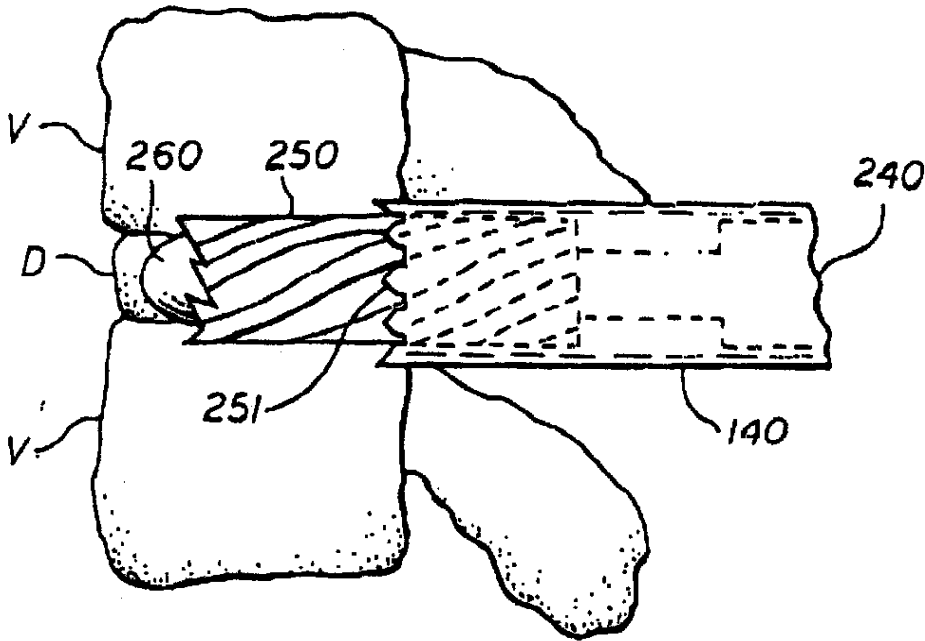
도면11a



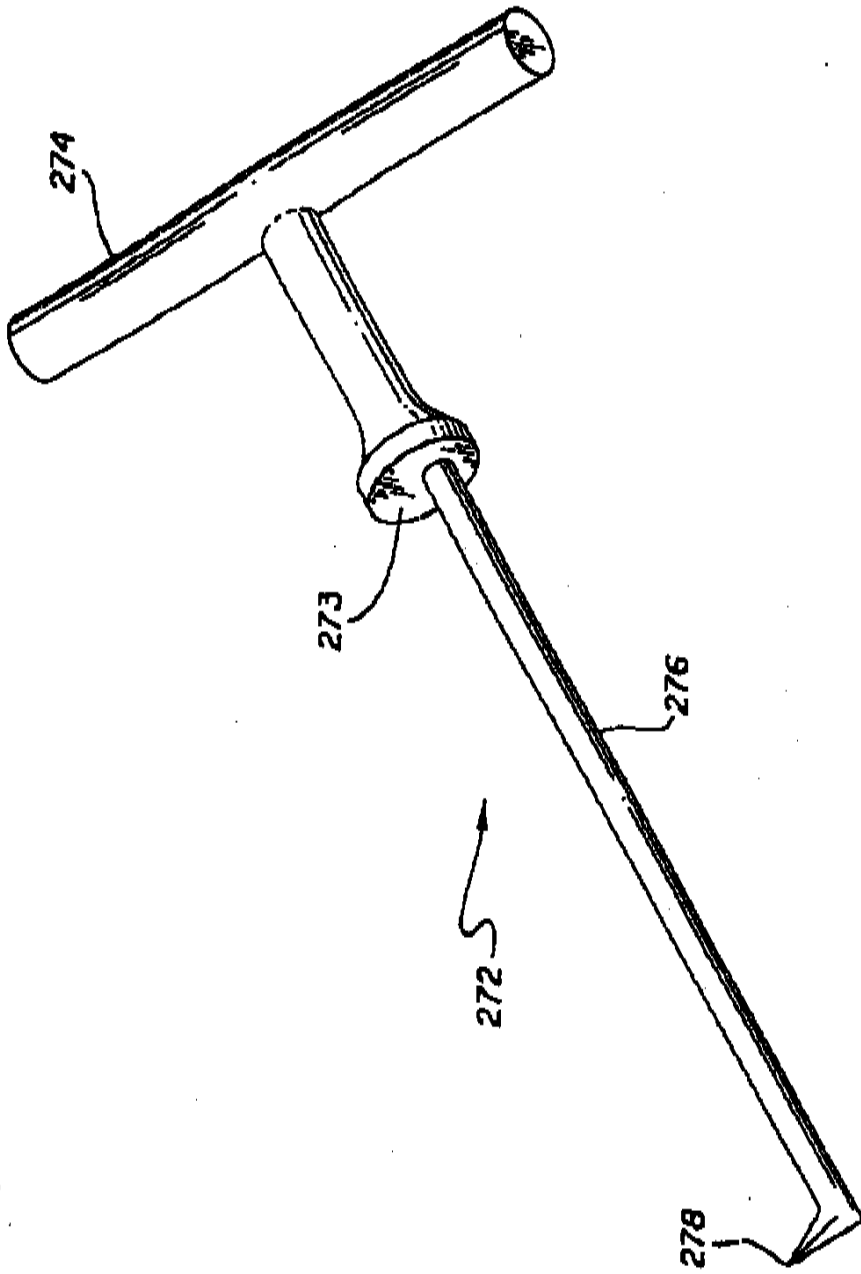
도면11b



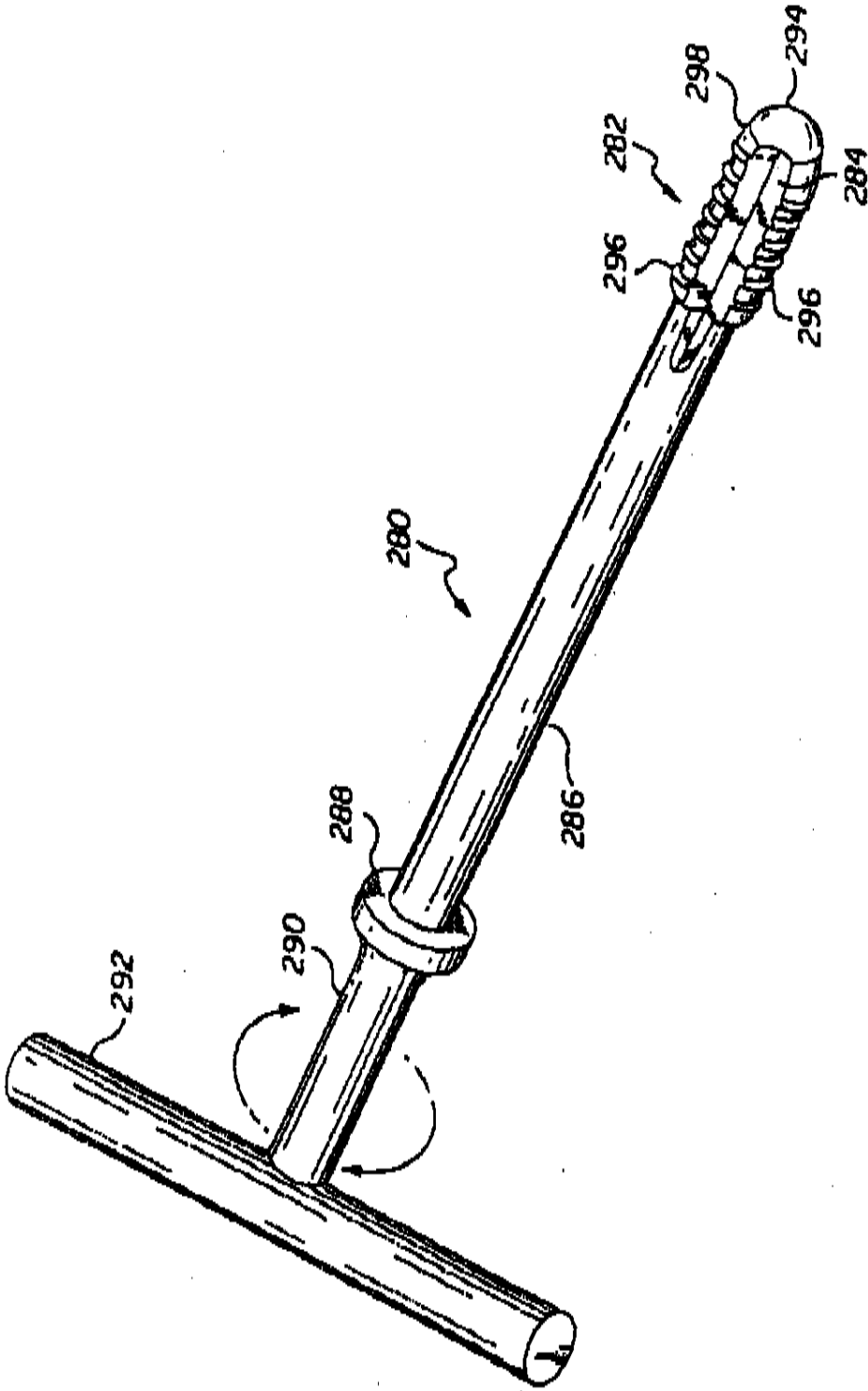
도면11c



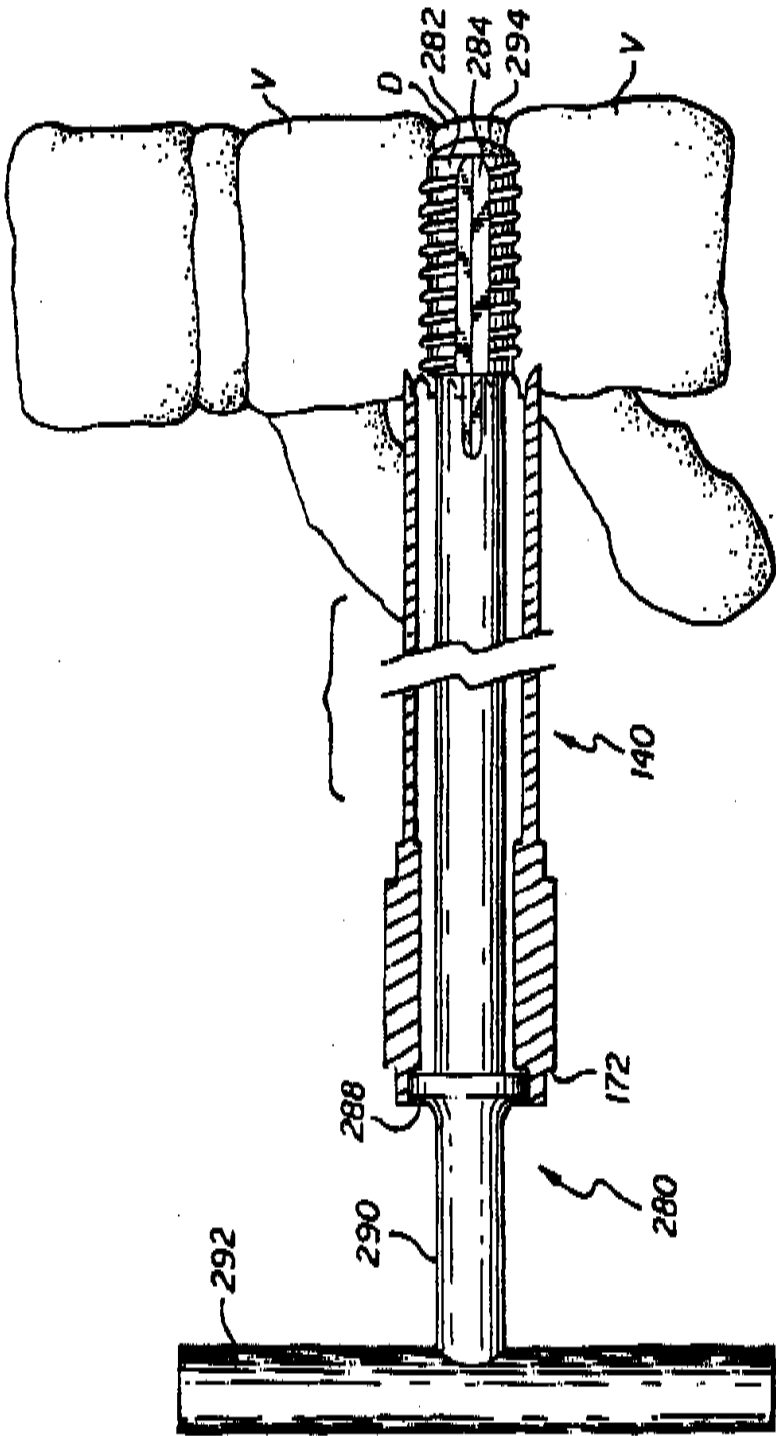
도면11d



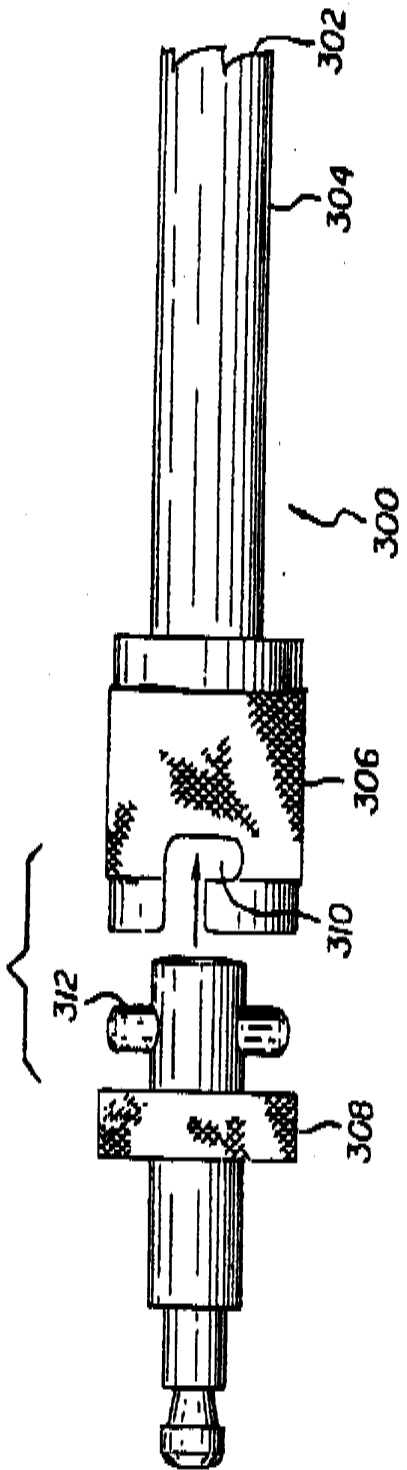
도면12



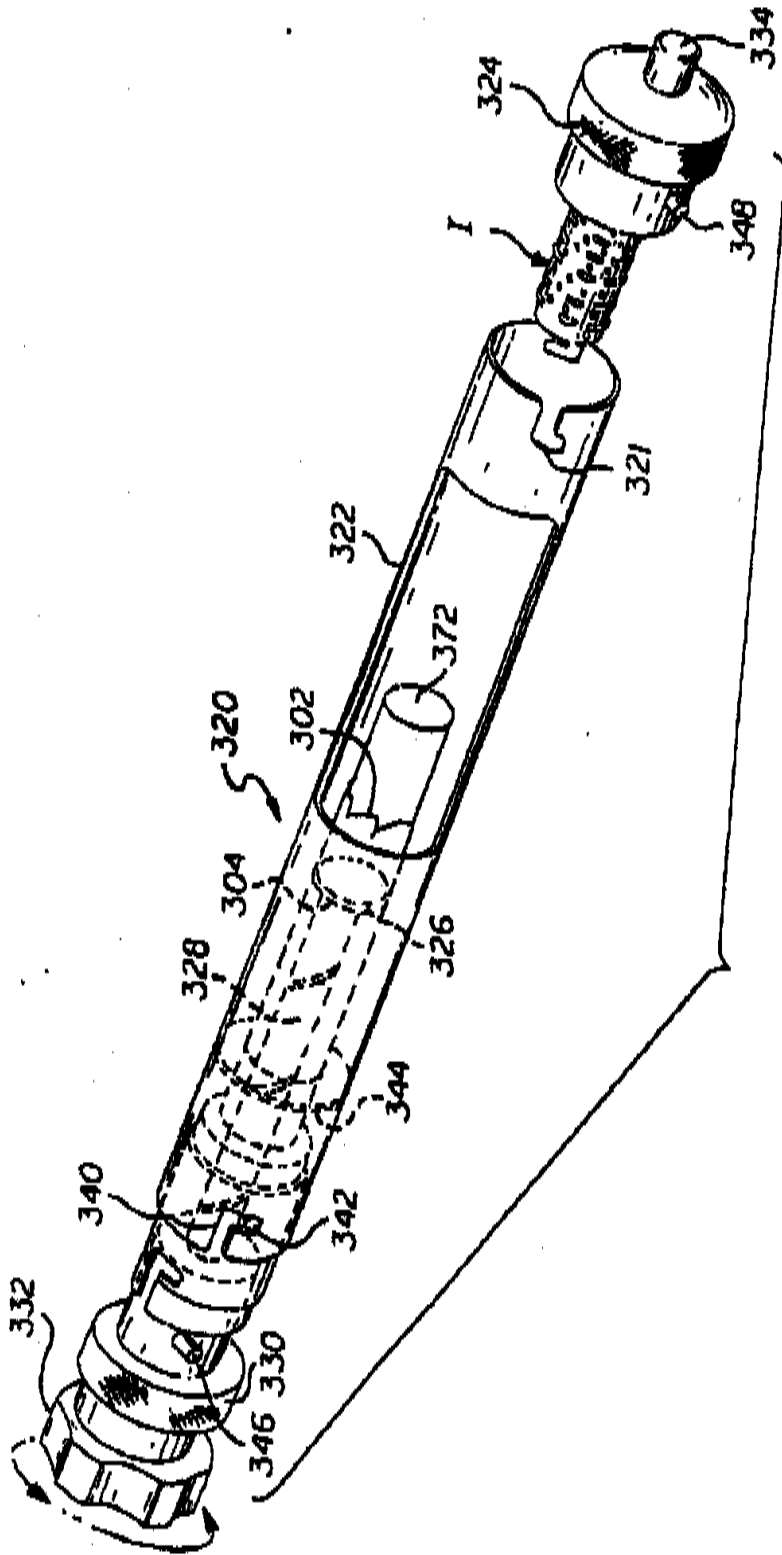
도면 13



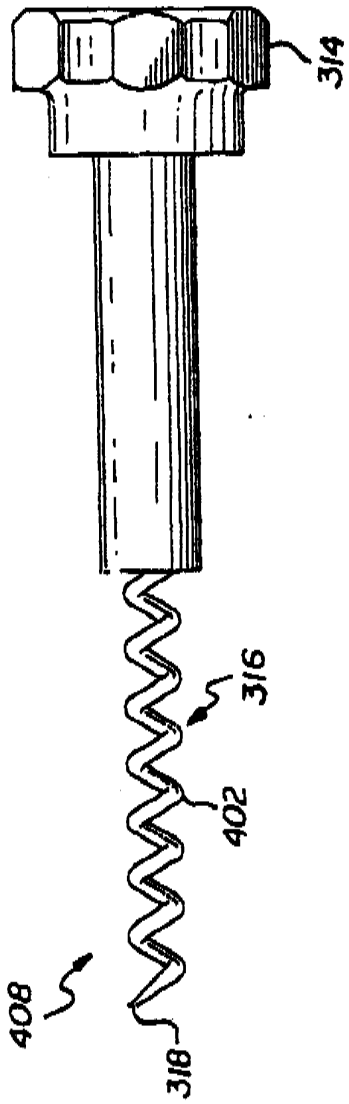
도면 14a



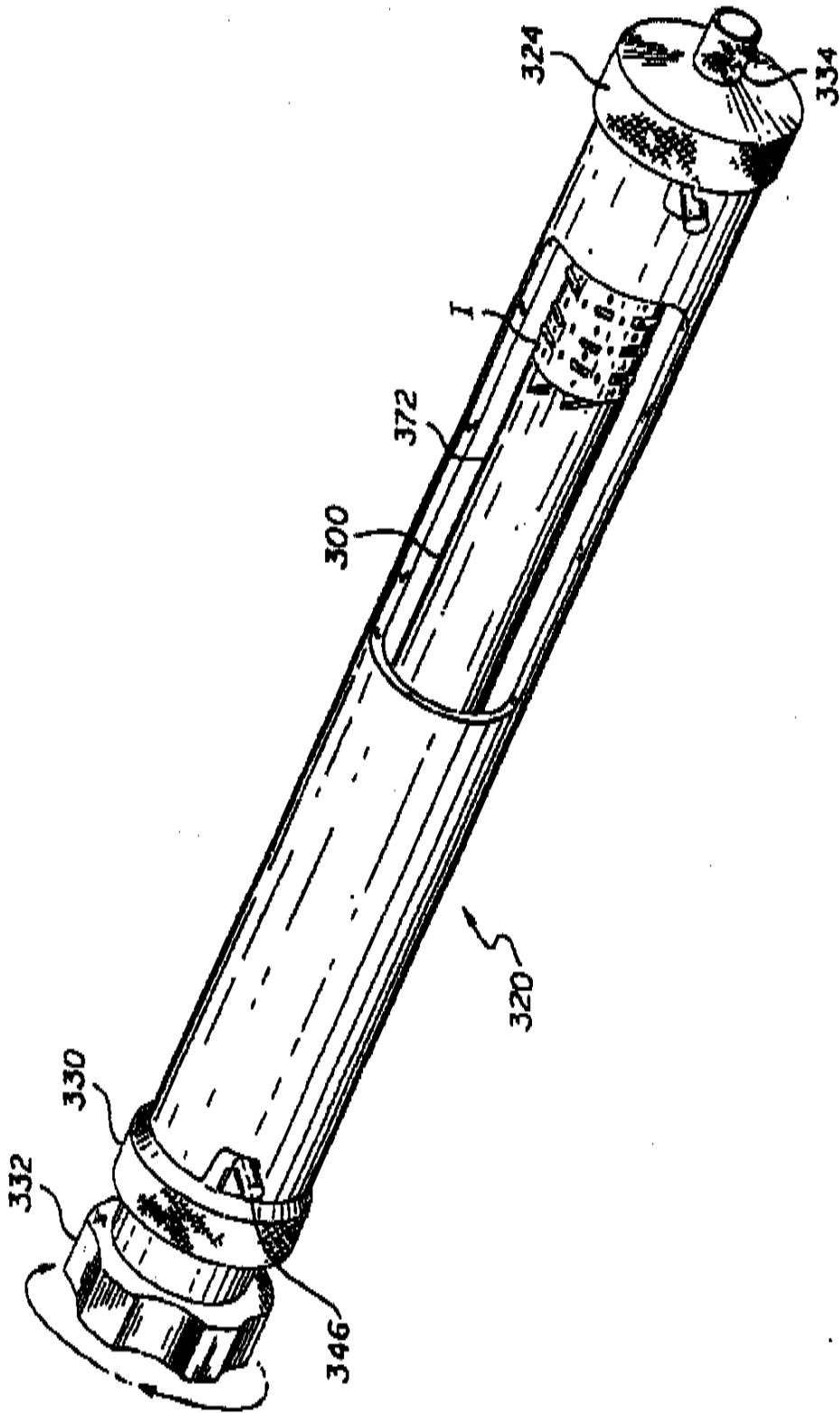
도면 14b



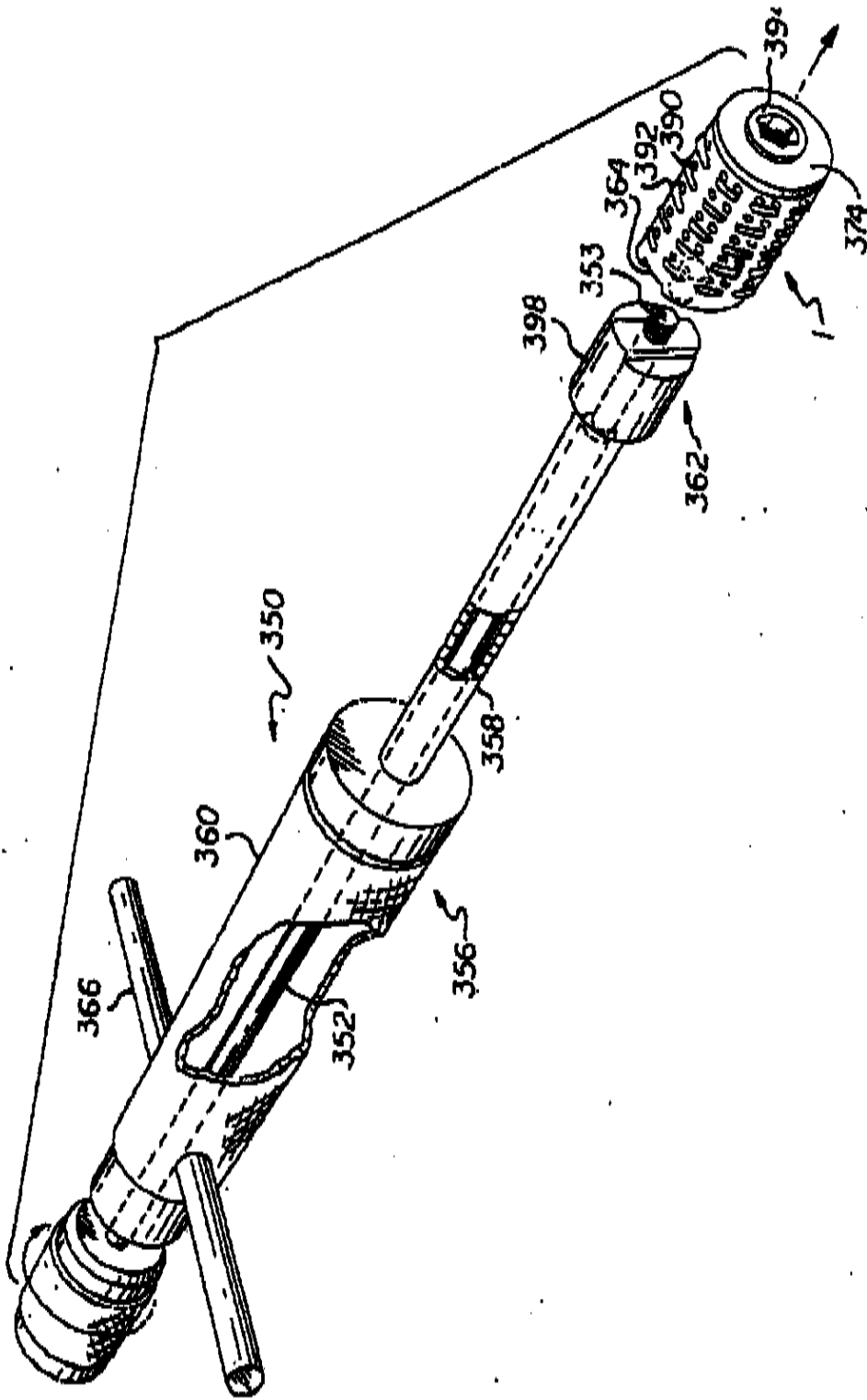
도면 14c



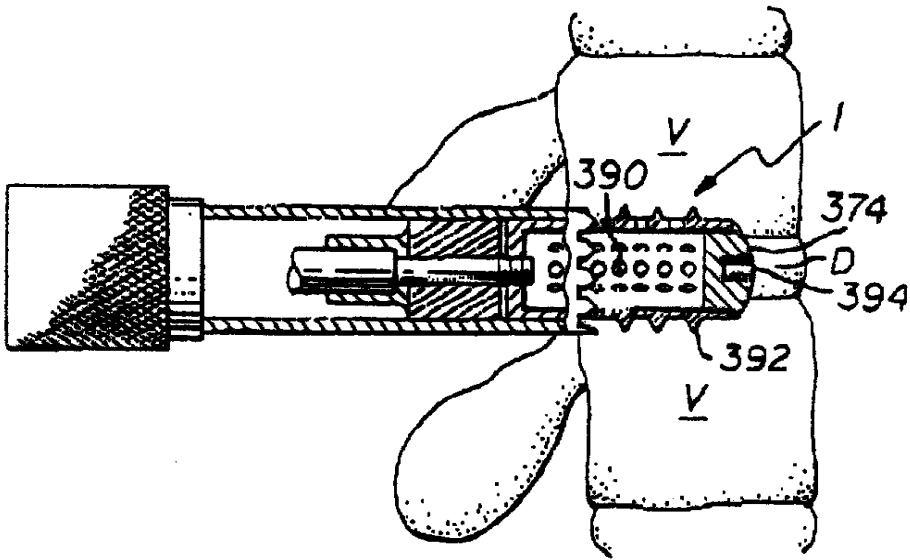
도면15



도면 16



도면17



도면18

