



(19) 대한민국특허청(KR)  
 (12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0014480  
 (43) 공개일자 2015년02월06일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
*A61B 17/68* (2006.01) *A61B 17/84* (2006.01)  
*A61F 2/28* (2006.01) *A61L 27/54* (2006.01)
- (21) 출원번호 10-2014-7034211
- (22) 출원일자(국제) 2013년05월06일  
 심사청구일자 없음
- (85) 번역문제출일자 2014년12월04일
- (86) 국제출원번호 PCT/US2013/039711
- (87) 국제공개번호 WO 2013/166496  
 국제공개일자 2013년11월07일
- (30) 우선권주장  
 61/642,681 2012년05월04일 미국(US)

- (71) 출원인  
**에스아이-본 인코포레이티드**  
 미국 캘리포니아 새너제이 스위트 2200 올린 애비뉴 3055 (우 : 95128)
- (72) 발명자  
**마울딘, 리차드, 가렛**  
 미국 95128 캘리포니아 새너제이 스위트 2200 올린 애비뉴 3055  
**여비, 스크트, 에이.**  
 미국 95128 캘리포니아 새너제이 스위트 2200 올린 애비뉴 3055  
 (뒷면에 계속)
- (74) 대리인  
**특허법인 남엔드남**

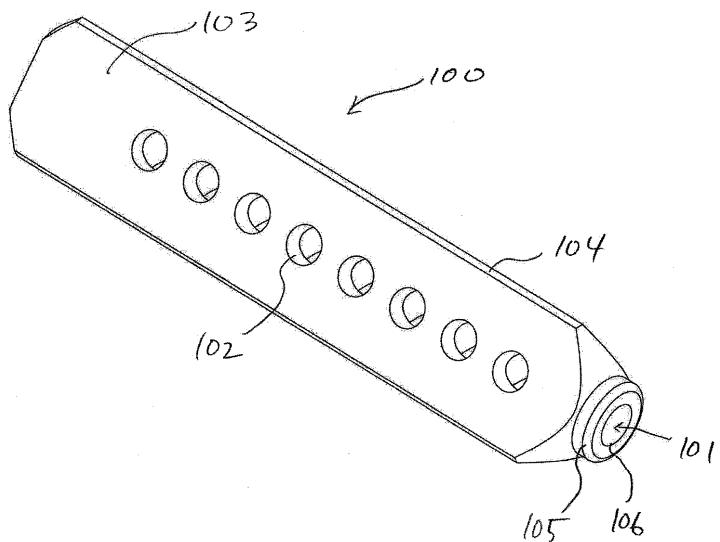
전체 청구항 수 : 총 27 항

(54) 발명의 명칭 천공형 임플란트

### (57) 요약

본 발명은 일반적으로 뼈의 고정 또는 융합과 같은 의료 시술들에 사용되는 임플란트들에 관한 것이다. 더 자세하게는, 본 출원은 뼈의 고정 또는 융합에 사용되는 천공형 임플란트들에 관한 것이다.

### 대 표 도



(72) 발명자

레일리, 마크

미국 95128 캘리포니아 새너제이 스위트 2200 올린  
애비뉴 3055

슈나이더, 브렛

미국 95128 캘리포니아 새너제이 스위트 2200 올린  
애비뉴 3055

---

## 특허청구의 범위

### 청구항 1

뼈 고정을 위한 임플란트로서,

길이방향의 축선 및 길이방향의 축선에 횡방향으로 직선의 횡 단면을 가지는 세장형 본체, 복수의 면들, 복수의 면들이 결합되는 복수의 정점들, 세장형 본체의 길이방향의 축선을 따라 연장되는 중심 내강, 및 복수의 면들 상에 개구들을 갖는 복수의 홀들을 포함하고, 홀들은 중심 내강과 유체 연통하는,

뼈 고정을 위한 임플란트.

### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

홀들은 원형인,

뼈 고정을 위한 임플란트.

### 청구항 3

제 1 항에 있어서,

홀들은 타원형인,

뼈 고정을 위한 임플란트.

### 청구항 4

제 1 항에 있어서,

홀들은 각 면 상의 단일 길이방향의 열로 배열되는,

뼈 고정을 위한 임플란트.

### 청구항 5

제 1 항에 있어서,

홀들은 각 면 상의 복수의 길이방향의 열들로 배열되는,

뼈 고정을 위한 임플란트.

### 청구항 6

제 1 항에 있어서,

세장형 본체는 생물학적 보조제로 코팅되는,

뼈 고정을 위한 임플란트.

### 청구항 7

제 1 항에 있어서,  
홀들은 중심 내강의 직경과 거의 동일한 직경을 가지는,  
빼 고정을 위한 임플란트.

### 청구항 8

제 1 항에 있어서,  
홀들은 면들의 폭의 약 0.2 내지 약 0.5 사이인 직경을 가지는,  
빼 고정을 위한 임플란트.

### 청구항 9

빼 고정을 위한 임플란트로서,  
길이방향의 축선 및 길이방향의 축선에 횡방향으로 직선의 횡 단면을 가지는 세장형 본체, 복수의 면들, 복수의 면들이 결합된 복수의 정점들, 세장형 본체의 길이방향의 축선을 따라 연장되는 중심 내강, 및 복수의 면들의 각 부분을 따라 연장되는 복수의 측면 포켓들을 포함하고, 측면 포켓들은 중심 내강까지 연장되지 않는 깊이를 가지는,  
빼 고정을 위한 임플란트.

### 청구항 10

제 9 항에 있어서,  
각 복수의 면들은 오직 하나의 측면 포켓을 가지는,  
빼 고정을 위한 임플란트.

### 청구항 11

제 9 항에 있어서,  
각 측면 포켓들은 각 면들 상의 중심인,  
빼 고정을 위한 임플란트.

### 청구항 12

제 9 항에 있어서,  
측면 포켓들은 면들의 폭의 약 0.2 내지 약 0.8 사이의 폭 및 면들의 길이의 약 0.5 내지 약 0.9 사이의 길이를 가지는,  
빼 고정을 위한 임플란트.

### 청구항 13

제 9 항에 있어서,  
측면 포켓들 내에 위치되는 복수의 홀들을 더 포함하고, 홀들은 중심 내강과 유체 연통하는,

뼈 고정을 위한 임플란트.

#### 청구항 14

뼈 고정을 위한 임플란트로서,

길이방향의 축선 및 길이방향의 축선에 횡방향으로 직선의 횡 단면을 가지는 세장형 본체, 복수의 면들, 복수의 면들이 결합된 복수의 정점들, 및 세장형 본체의 길이방향의 축선을 따라 연장되는 중심 내강을 포함하고, 복수의 정점들의 각각의 하나는 정점의 길이를 따라 연장되는 그루브를 포함하는,

뼈 고정을 위한 임플란트.

#### 청구항 15

뼈 고정을 위한 임플란트로서,

길이방향의 축선 및 길이방향의 축선에 횡방향으로 직선의 횡 단면을 가지는 세장형 본체, 복수의 면들, 복수의 면들이 결합된 복수의 정점들, 및 세장형 본체의 길이방향의 축선을 따라 연장되는 중심 내강을 포함하고, 복수의 정점들의 각각의 하나는 각 정점의 길이를 따라 불연속 지점들에 위치되는 복수의 포켓들을 포함하는,

뼈 고정을 위한 임플란트.

#### 청구항 16

뼈 고정을 위한 임플란트로서,

길이 방향의 축선, 원위 단부, 근위 단부 및 길이방향의 축선에 횡방향으로 직선의 횡 단면을 가지는 세장형 본체, 복수의 면들, 및 각 면 상에 배치되는 복수의 천공들을 포함하고, 각각의 면은 약 2 내지 약 3 mm 사이의 두께를 갖는 벽으로부터 형성되는.

뼈 고정을 위한 임플란트.

#### 청구항 17

제 16 항에 있어서,

세장형 본체의 원위 단부는 하나 또는 그 이상의 커팅 모서리들 내로 형성되는,

뼈 고정을 위한 임플란트.

#### 청구항 18

제 16 항에 있어서,

직선의 횡 단면은 세 개의 측면들을 가지는,

뼈 고정을 위한 임플란트.

#### 청구항 19

제 16 항에 있어서,

직선의 횡 단면은 네 개의 측면들을 가지는,

뼈 고정을 위한 임플란트.

### 청구항 20

제 16 항에 있어서,

천공들이 환자의 천골 내에 이식되도록 구성되는 세장형 본체의 원위 부분 상에 위치되는 반면에 장골 내에 이식되도록 구성되는 세장형 본체의 근위 부분은 천공들이 없는,

뼈 고정을 위한 임플란트.

### 청구항 21

제 16 항에 있어서,

천공들은 엇갈린 패턴으로 배열되는,

뼈 고정을 위한 임플란트.

### 청구항 22

제 16 항에 있어서,

세장형 본체의 근위 단부 상에 캡을 더 포함하고, 캡은 가이드 핀을 수용할 수 있는 크기로 형성된 훌을 가지는,

뼈 고정을 위한 임플란트.

### 청구항 23

제 16 항에 있어서,

세장형 본체는 천공이 있는 내부 표면 및 외부 표면을 가지는,

뼈 고정을 위한 임플란트.

### 청구항 24

제 16 항에 있어서,

세장형 본체는 조면화된 내부 표면 및 외부 표면을 가지는,

뼈 고정을 위한 임플란트.

### 청구항 25

제 16 항에 있어서,

세장형 본체는 플라즈마 코팅된 내부 표면 및 외부 표면을 가지는,

뼈 고정을 위한 임플란트.

### 청구항 26

제 16 항에 있어서,  
세장형 본체는 생물학적 보조제로 코팅된 내부 표면 및 외부 표면을 가지는,  
뼈 고정을 위한 임플란트.

## 청구항 27

제 26 항에 있어서,  
생물학적 보조제는 뼈 형성 단백질인,  
뼈 고정을 위한 임플란트.

## 명세서

### 기술분야

[0001] 본 출원은 본원에 모든 목적을 위하여 그 전체가 인용에 의해 포함되는, 2012년 5월 4일에 출원된, 발명의 명칭이 "천공형 임플란트"인 미국 가출원 번호 61/642,681에 대한 우선권을 주장한다.

[0002] 이러한 명세서에서 언급되는 모든 공개들 및 특히 출원들은 각각 개별적인 공개들 또는 특히 출원이 인용에 의해 포함되도록 명확하게 그리고 개별적으로 나타낸 것처럼 동일한 수준으로 인용에 의해 본원에 포함된다. 예를 들어, 이러한 출원은 미국 특허 공개 번호 2011/0087294 및 미국 특허 공개 번호 2011/0118785의 전체를 인용에 의해 포함한다.

[0003] 본 출원은 일반적으로 뼈의 고정 또는 융합과 같은 의료 시술들에 사용되는 임플란트들에 관한 것이다. 더 자세하게는, 본 출원은 뼈의 고정 또는 융합에 사용되는 천공형 임플란트들에 관한 것이다.

### 배경기술

[0004] 많은 타입들의 하드웨어는 골절된 뼈들의 고정 및 (관절고정되어) 융합될 예정인 뼈들의 고정 모두에 사용가능하다.

[0005] 예를 들어, 사람 골반대(human hip girdle)는 상대적으로 움직이지 않는 세개의 조인트들에 의해 결합되는 세개의 큰 뼈들로 구성된다. 그 뼈들 중 하나는 천골이라 불리고 이것은 요추(lumbar spine)의 하부에 놓이며, 요추는 제 5 요추(L5 vertebra)와 연결된다. 다른 두 개의 뼈들은 일반적으로 "관골(hip bones)들"로 전문적으로는 불리고 우측 장골 및 좌측 장골로서 지칭된다. 천골은 천장관절 조인트(sacroiliac joint)(약칭으로, SI-조인트(joint))에서 양쪽 관골들 모두와 연결된다.

[0006] SI-조인트는 척추로부터 하지(lower extremity)들까지 그리고 그 반대로 힘들을 전달(transmission)을 하는 역할을 한다. SI-조인트는 하부 허리 통증의 최대 22%에 대한 고통 발생원으로서 설명되어 왔다.

[0007] SI-조인트로부터 발생되는 고통을 경감하기 위해, 천장관절 조인트 융합은 예를 들어, 퇴행성 천장관절염(degenerative sacroiliitis), 염증형 천장관절염(inflammatory sacroiliitis), 천장관절 조인트의 의원성 척추 불안정(iatrogenic instability of the sacroiliac joint), 장골 치밀화 골염(osteitis condensans ilii) 또는 외상성 골절 골반 탈구(traumatic fracture dislocation of the pelvis)에 대한 수술 치료로서 통상적으로 바람직하다. 최근, 스크류들 및 판(plate)들을 갖는 스크류들이 천장관절 융합에 사용된다.

[0008]

임플란트 내로 뼈의 성장을 촉진시키고 뼈에 대한 임플란트의 융합을 강화시키기 위해, 포켓들 또는 채널들은 임플란트 내로 뼈의 성장을 촉진시키는 임플란트 내에 생성될 수 있다. 그러나, 이러한 포켓들 또는 채널들은 임플란트의 구조적 무결성(integrity)을 약화시킬 수 있으며, 임플란트는 또한 큰 응력들을 지탱하는 것이 요구될 수 있다. 따라서, 임플란트의 구조적 무결성을 실질적으로 유지하면서 뼈의 성장을 촉진시키는 포켓들 또는 채널들을 임플란트에 제공하는 것이 바람직할 수 있다.

### 발명의 내용

[0009]

본 발명은 일반적으로 뼈 고정 또는 융합과 같은 의료 시술들에 사용되는 임플란트들에 관한 것이다. 더 자세하게는, 본 출원은 뼈의 고정 또는 융합에 사용되는 천공형 임플란트들에 관한 것이다.

[0010]

일부 실시예들에서, 뼈 고정을 위한 임플란트가 제공된다. 임플란트는 길이방향의 축선 및 길이방향의 축선에 횡방향으로 직선의 횡 단면을 가지는 세장형 본체, 복수의 면들, 복수의 면들이 결합된 복수의 정점들, 세장형 본체의 길이방향의 축선을 따라 연장되는 중심 내강(central lumen), 및 복수의 면들 상에 개구들을 갖는 복수의 홀들을 포함할 수 있고, 여기서 홀들은 중심 내강과 유체 연통한다.

[0011]

일부 실시예들에서, 홀들은 원형이다. 일부 실시예들에서, 홀들은 타원형(oval)이다. 일부 실시예들에서, 홀들은 각 면 상의 단일 길이방향의 열로 배열된다. 일부 실시예들에서, 홀들은 각 면 상의 복수의 길이방향의 열들로 배열된다.

[0012]

일부 실시예들에서, 세장형 본체는 생물학적 보조제(biologic aid)로 코팅된다.

[0013]

일부 실시예들에서, 홀들은 중심 내강의 직경과 거의 동일한 직경을 가진다. 일부 실시예들에서, 홀들은 면들의 폭의 약 0.2 내지 약 0.5 사이인 직경을 가진다.

[0014]

일부 실시예들에서, 뼈 고정을 위한 임플란트가 제공된다. 임플란트는 길이방향의 축선 및 길이방향의 축선에 횡방향으로 직선의 횡 단면을 가지는 세장형 본체, 복수의 면들, 복수의 면들이 결합된 복수의 정점들, 세장형 본체의 길이방향의 축선을 따라 연장되는 중심 내강, 및 복수의 면들의 각 부분을 따라 연장되는 복수의 측면 포켓들을 포함할 수 있고, 여기서 측면 포켓들은 중심 내강까지 연장되지 않는 깊이를 가진다.

[0015]

일부 실시예들에서, 각 복수의 면들은 오직 하나의 측면 포켓을 가진다. 일부 실시예들에서, 각 측면 포켓들은 각 면들 상의 중심이다. 일부 실시예들에서, 측면 포켓들은 면들의 폭의 약 0.2 내지 약 0.8 사이의 폭 및 면들의 길이의 약 0.5 내지 약 0.9 사이의 길이를 가진다.

[0016]

일부 실시예들에서, 임플란트는 측면 포켓들 내에 위치되는 복수의 홀들을 더 포함하고, 여기서 홀들은 중심 내강과 유체 연통한다.

[0017]

일부 실시예들에서, 뼈 고정을 위한 임플란트가 제공된다. 임플란트는 길이방향의 축선 및 길이방향의 축선에 횡방향으로 직선의 횡 단면을 가지는 세장형 본체, 복수의 면들, 복수의 면들이 결합된 복수의 정점들, 및 세장형 본체의 길이방향의 축선을 따라 연장되는 중심 내강을 포함할 수 있고, 여기서 복수의 정점들의 각각의 하나는 정점의 길이를 따라 연장되는 그루브를 포함한다.

[0018]

일부 실시예들에서, 뼈 고정을 위한 임플란트가 제공된다. 임플란트는 길이방향의 축선 및 길이방향의 축선에 횡방향으로 직선의 횡 단면을 가지는 세장형 본체, 복수의 면들, 복수의 면들이 결합된 복수의 정점들, 및 세장형 본체의 길이방향의 축선을 따라 연장되는 중심 내강을 포함할 수 있고, 여기서 복수의 정점들의 각각의 하나는 각 정점의 길이를 따라 불연속 지점(discrete point)들에 위치되는 복수의 포켓들을 포함한다.

[0019]

일부 실시예들에서, 뼈 고정을 위한 임플란트가 제공된다. 임플란트는 길이 방향의 축선, 원위 단부(distal end), 근위 단부(proximal end) 및 길이방향의 축선에 횡방향으로 직선의 횡 단면을 가지는 세장형 본체, 복수의 면들, 및 각 면 상에 배치되는 복수의 천공들을 포함할 수 있으며, 각 면은 약 2 내지 약 3 mm 사이의 두께를 갖는 벽으로부터 형성된다.

[0020]

일부 실시예들에서, 세장형 본체의 원위 단부는 하나 또는 그 이상의 커팅 모서리(cutting edge)들 내로 형성된다.

[0021]

일부 실시예들에서, 직선의 횡 단면은 세 개의 측면들을 가진다. 일부 실시예들에서, 직선의 횡 단면은 네 개의 측면들을 가진다.

[0022]

일부 실시예들에서, 천공들이 환자의 천골 내에 이식되도록 구성되는 세장형 본체의 원위 부분 상에 위치되는 반면에 장골 내에 이식되도록 구성되는 세장형 본체의 근위 부분은 천공들이 없다.

[0023]

일부 실시예들에서, 천공들은 엇갈린 패턴으로 배열된다.

[0024]

일부 실시예들에서, 임플란트는 세장형 본체의 근위 단부 상에 캡(cap)을 더 포함하고, 캡은 가이드 핀을 수용 할 수 있는 크기로 형성된 홀을 가진다.

[0025]

일부 실시예들에서, 세장형 본체는 천공이 있는(porous) 내부 표면 및 외부 표면을 가진다. 일부 실시예들에서, 세장형 본체는 조면화(roughened)된 내부 표면 및 외부 표면을 가진다. 일부 실시예들에서, 세장형 본체는 플라즈마 코팅된 내부 표면 및 외부 표면을 가진다. 일부 실시예들에서, 세장형 본체는 생물학적 보조제(biological aid)로 코팅된 내부 표면 및 외부 표면을 가진다. 일부 실시예들에서, 생물학적 보조제는 뼈 형성 단백질(bone morphogenetic protein)이다.

## 도면의 간단한 설명

[0026]

발명의 새로운 특징들은 후속하는 청구항들에서 자세하게 제시된다. 본 발명의 특징들 및 장점들의 더 양호한 이해는 본 발명의 원리들이 사용되는 예시적인 실시예들 및 첨부하는 도면들을 개시하는 후속하는 상세한 설명을 참조로 하여 얻어질 것이다.

도 1a 내지 도 1v는 상이한 임플란트를 갖는 임플란트 구조물들의 다양한 실시예들을 예시한다.

도 2a 내지 도 2d는 발명의 일 실시예에 따른 뼈 내의 천공되는 구멍의 형성에 대한 측면도들이다.

도 2e 및 도 2f는 가이드 와이어 위에 배치하기 위한 연부 조직 보호기 시스템의 조립체를 예시한다.

도 3 및 도 4는 천골 및 좌골(우측 장골, 및 좌측 장골)을 포함하는 사람의 골반대들의 각각 전방 및 후방 해부 도들이며, 천골은 천장관절 조인트(약칭으로, SI-조인트)에서 양 좌골들 모두와 연결된다.

도 5 내지 도 7a 및 도 7b는 각각 선-이식된 사시도, 이식된 사시도, 이식된 전방 사시도 및 이식된 크레니노-

커들(cranio-caudal) 단면도를 도시하는 해부도들이며, SI-조인트의 고정을 위한 세 개의 임플란트 구조물들의 이식(implantation)은 장골과 SI-조인트를 통해 천골 내부로의 횡방향 접근법을 사용한다.

도 8a 및 도 8b는 천공들을 갖는 임플란트 구조물의 또 다른 실시예를 예시한다.

도 9a 및 도 9b는 계속하여 천공들을 갖는 임플란트 구조물의 또 다른 실시예를 예시한다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0027]

도 1a에서 도시된 것과 유사한, 세장형(elongated), 줄기-유사(stem-like) 임플란트 구조물(20)들은 최소로 외과적인 방식으로 (각각 도 3 및 도 4에서 전방 및 후방도들이 도시되는) SI-조인트의 고정을 가능하게 한다. 이러한 임플란트 구조물(20)들은 횡방향 외과적 접근법(lateral surgical approach)의 이용을 통해 효과적으로 임플란트될 수 있다. 이 시술은 바람직하게는 티비 스크린에 표시되는 라이브 이미지 피드(live image feed)를 생산하기 위해 통상적인 횡방향 및/또는 전방-후방(A-P) 시각화 기술들, 예를 들어 엑스-레이(X-ray) 이미지를 사용하는 C-아암(c-arm)들 또는 투시경(fluoroscope)들과 같은 중압기들에 의해 도움이 된다.

[0028]

일부 실시예들에서, 임플란트 구조물(20)들은 뼈 이식 물질(bone graft material)들이 임플란트 구조물 내로 포함되는 것을 가능하게 하는 포켓(pocket)들, 경로들, 캐비티들, 개구들, 천공들, 채널들 및/또는 리세스들을 포함할 수 있다. 이러한 뼈 이식 물질들은 임플란트 구조물 내로의 및/또는 주변으로의 뼈 성장을 촉진할 수 있으며, 이것은 임플란트 구조물이 뼈와 안정되게 통합되는데 걸리는 시간을 줄일 수 있다. 뼈 이식 물질들은 이식 전에 임플란트 구조물 내로 적용될 수 있고/있거나 주입될 수 있거나 이식 후에 뼈 이식 물질의 주입에 의해 근위의 캐뉼러(proximal cannula) 또는 다른 도관(conduit)내로 적용될 수 있다. 일부 실시예들에서, 임플란트 구조물(20)의 표면들이 뼈 성장 및 뼈 이식 물질의 부착을 촉진시키도록 조면화되거나(roughened) 직조될(textured) 수 있다. 내부 및/또는 외부 표면들은 기계적인 수단들에 의해 조면화되거나 직조될 수 있거나 조면화 물질로 코팅되게 주입될 수 있다.

[0029]

뼈 이식 물질들은 액체, 젤(gel), 슬러리(slurry), 풀(paste), 파우더(powder) 또는 다른 형태일 수 있고, 뼈의 내성장(bony ingrowth), 조직 재생(tissue repair)을 촉진할 수 있고/있거나 강화시킬 수 있고/있거나, 염증, 감염 및 통증을 감소시킬 수 있는 생물학적 보조제를 포함할 수 있다. 예를 들어, 생물학적 보조제는 뼈 형성 단백질(bone morphogenetic protein; BMP)들, 예를 들어 액체 또는 슬러리 캐리어(slurry carrier) 형태의 수산화아파타이트(hydroxyapatite), 탈염된 뼈(demineralized bone), 분말된 자가이식 뼈(morselized autograft bone) 또는 분말된 동종이식(allograft) 뼈, 염증, 감염 또는 통증을 감소시키기 위한 진통제(analgesic)들, 항생제(antibiotic)들 및 스테로이드(steroid)들과 같은 약물들과 같은 성장 인자(growth factor)들을 포함할 수 있다. 일부 실시예들에서, 예를 들어, 성장 인자들은 hr-BMP-2 및/또는 hr-BMP-7, 또는 임의의 다른 인간 재조합 형태의 BMP와 같은 인간 재조합 성장 인자들일 수 있다. 예를 들어, 생물학적 보조제를 위한 캐리어들은 액체 또는 염분(saline) 또는 콜라겐(collagen) 젤과 같은 젤일 수 있다. 생물학적 보조제는 제어되며 방출되는 제제(formulation) 내에 또한 밀봉되거나(encapsulated) 포함될 수 있음으로써, 생물학적 보조제는 임플란트 부위에서 더 오랜 시간에 걸쳐 환자에게 방출될 수 있다. 예를 들어, 제어된 방출 제제는 수 일들 또는 수 주들 또는 수 달들의 과정에 걸쳐 생물학적 보조제를 방출할 수 있도록 구성될 수 있고, 임플란트 부위가 치료되는 추정 시간(estimated time)에 걸쳐 생물학적 보조제를 방출할 수 있도록 구성될 수 있다. 임플란트 구조물로 전달되는 생물학적 보조제의 양은, 임플란트에 적용되는 코팅 물질의 양을 제어시키는 것 또는 변화시키는 것 및/또는 코팅 물질 내로 포함되는 생물학적 보조제의 양을 제어시키는 것 또는 변화시키는 것과 같은, 다양한 기술들을 사용하여 제어될 수 있다. 일부 실시예들에서, 전달되는 생물학적 보조제의 양을 제어하는 것은 중요할 수 있는데, 이는, 예를 들어 특정 생물학적 보조제들의 과도한 사용은 신근경통(radicular pain)과 같은 부정적인 영향들을 유발시킬 수 있다.

[0030]

일반적으로 임플란트 구조물 내의 임의의 포켓들, 경로들, 캐비티들, 개구들, 천공들, 채널들 및/또는 리세스(recess)들은 예를 들어 흡(bending) 강도들 및 전단(shear) 강도들을 포함하는, 이의 구조적 강도를 약화시킬 수 있다. 임플란트 구조물들의 후속되는 예들은 도 1a의 입체 삼각형(triangluar) 임플란트 구조물(20)의 변형들이며, 이는 가이드 와이어 또는 가이드 펀을 수용하기 위한 단일 중심의, 길이방향으로 배향되는 내강(lumen)

또는 캐뉼러를 가진다. 상대적인 휨 및 전단 강도들은 캐뉼레이팅(cannulated)되었으나 이와는 달리 1.00의 휨 강도 및 1.00의 전단 강도가 부여될 수 있는 도 1a의 중실형 임플란트인 구조물(20)과 비교될 수 있다. 상대적인 휨 및 전단 강도들은 포켓들, 경로들, 캐비티들, 개구들, 천공들, 채널들 및/또는 리세스들의 구조적 강도 및 크기, 수, 간격, 위치, 배향 및 모양을 변화시킴에 의해 뼈 이식을 촉진시키는 능력에 대해 변경되거나 최적화될 수 있다. 비록 본원에서 예시되는 실시예들은 삼각형 임플란트 구조물들을 도시하지만, 직사각형 또는 정사각형과 같은 상이한 직선의 모양들을 갖는 임플란트 구조물들은 삼각형 임플란트 구조물들을 위해 사용되거나 대체될 수 있다.

[0031] 도 1b 내지 도 1d는 중심 내강(101)에 이르고 중심 내강(101)으로의 접근을 제공하는 임플란트 구조물(100)의 각 면(103) 상의 일련의 홀(102)들 및 중심 내강(101)을 가지는 삼각형 임플란트 구조물(100)의 실시예를 예시한다. 홀(102)들은 면(103)상에서 중심 맞춰질 수 있으며, 임플란트 구조물(100)의 면(103)에 실질적으로 수직하거나 직각인 각도로 내부로 연장된다. 일부 실시예들에서, 각 정점(apex)(104)는 경사지거나(beveled) 원형(rounded)일 수 있다. 일부 실시예들에서, 임플란트 구조물(100)의 원위 단부(distal end)(105)는 뼈 내부로의 이식을 용이하게 하도록 테이퍼될(tapered) 수 있다. 일부 실시예에서, 홀(102)들의 직경은 중심 내강(101)의 직경과 동일할 수 있거나 실질적으로 동일하다. 다른 실시예들에서, 홀(102)들의 직경은 중심 내강(101)의 직경보다 더 클 수 있거나 더 작을 수 있다. 일부 실시예들에서, 도 1b 내지 도 1d에서 예시되는 임플란트 구조물(100)은 약 0.82의 상대적인 휨 강도 및 약 0.66의 상대적인 전단 강도를 가진다. 일부 실시예들에서, 뼈 이식 물질로 임플란트 구조물(100)을 주입하거나 장전하기 위해, 중심 내강(101)의 원위 홀(106)은 차단될 수 있거나 밀봉될 수 있음으로써, 뼈 이식 물질들의 흐름은 중심 내강(101)을 채우고 측면 홀(102)들을 빠져나간다.

[0032] 일부 실시예들에서, 홀(102)들은 임플란트 구조물(100)의 면(103)의 폭(W1)의 약 0.3인 직경(D1)을 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 홀(102)들은 임플란트 구조물(100)의 면(103)의 폭의 약 0.3보다 더 큰 직경을 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 홀(102)들은 임플란트 구조물(100)의 면(103)의 폭의 약 0.3보다 더 작은 직경을 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 홀(102)들은 임플란트 구조물의 면(103)의 폭의 약 0.2 내지 약 0.5 사이인 직경을 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 홀(102)들은 인접한 홀(102)들로부터 여기서, 홀 직경의 약 3분의 2 만큼 이격될 수 있는 그 이격 거리(separation distance:SI)는 홀(102)들의 원주 사이의 거리로 측정된다. 일부 실시예들에서, 홀(102)들은 인접한 홀(102)들로부터 홀 직경의 약 3분의 2 보다 더 작게 이격될 수 있다. 일부 실시예들에서, 홀(102)들은 인접한 홀(102)들로부터 홀 직경의 약 3분의 2 보다 더 크게 이격될 수 있다. 일부 실시예들에서, 홀(102)는 인접한 홀(102)들로부터 홀(102) 직경의 약 0.5배 내지 2배 또는 0.5배 내지 1배의 간격으로 이격될 수 있다. 일부 실시예들에서, 상대적인 휨 강도는 적어도 약 0.5, 0.6, 0.7, 0.8 또는 0.9일 수 있다. 일부 실시예들에서, 상대적인 휨 강도는 적어도 약 0.5 내지 약 0.9일 수 있다. 일부 실시예들에서, 상대적인 전단 강도는 적어도 약 0.5, 0.6, 0.7, 0.8 또는 0.9일 수 있다. 일부 실시예들에서, 상대적인 전단 강도는 적어도 약 0.5 내지 약 0.9일 수 있다.

[0033] 도 1e 내지 도 1g는 중심 내강(111)에 이르고 중심 내강(111)으로의 접근을 제공하는 임플란트 구조물(110)의 각 면(113) 상에 중심 내강(111) 및 일련의 슬롯(112)들을 가지는 임플란트 구조물(110)의 또 다른 실시예를 예시한다. 슬롯(112)들은 면(113)상에서 중심 맞춰질 수 있으며, 임플란트 구조물(110)의 면(113)에 실질적으로 수직하거나 직각인 각도로 내부로 연장된다. 일부 실시예들에서, 각 정점(apex)(114)는 경사지거나 원형일 수 있다. 일부 실시예들에서, 임플란트 구조물(110)의 원위 단부(115)는 뼈 내부로의 이식을 용이하게 하도록 테이퍼될 수 있다. 일부 실시예에서, 슬롯들의 폭은 중심 내강(111)의 직경과 동일할 수 있거나 실질적으로 동일하다. 다른 실시예들에서, 슬롯들의 폭은 중심 내강(111)의 직경보다 더 클 수 있거나 더 작을 수 있다. 일부 실시예들에서, 도 1e 내지 도 1g에서 예시되는 임플란트 구조물(110)은 약 0.82의 상대적인 휨 강도 및 약 0.66의 상대적인 전단 강도를 가진다. 일부 실시예들에서, 뼈 이식 물질과 함께 임플란트 구조물(110)을 주입하거나 장전하기 위해, 중심 내강(111)의 원위 홀(116)은 차단될 수 있거나 밀봉될 수 있음으로써, 뼈 이식 물질들의 흐름은 중심 내강(111)을 채우고 슬롯(112)들을 빠져나간다.

[0034] 일부 실시예들에서, 슬롯(112)들은 임플란트 구조물(110)의 면(113)의 폭(W2)의 약 0.3인 폭(W3)를 가질 수 있

다. 일부 실시예들에서, 슬롯(112)들은 임플란트 구조물(110)의 면(113)의 폭의 약 0.3보다 더 큰 폭을 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 슬롯(112)들은 임플란트 구조물(110)의 면(113)의 폭의 약 0.3보다 더 작은 폭을 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 슬롯(112)들은 임플란트 구조물(110)의 면(113)의 폭의 약 0.2 내지 약 0.6 사이의 폭을 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 슬롯(112)들은 면(113)의 길이(L2)의 약 0.15인 길이(L3)를 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 슬롯(112)들은 면(113)의 길이의 약 0.15보다 더 작은 길이를 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 슬롯(112)들은 면(113)의 길이의 약 0.15보다 더 큰 길이를 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 슬롯(112)는 면(113)의 길이의 약 0.1 내지 약 0.4 사이인 또는 약 0.1 내지 약 0.25 사이인 길이를 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 슬롯(112)들은 인접한 슬롯(112)들로부터 슬롯(112)의 폭의 약 3분의 2만큼 이격된다(S2). 일부 실시예들에서, 슬롯(112)들은 인접한 슬롯(112)들로부터 슬롯(112)의 폭의 약 3분의 2보다 더 크게 이격된다. 일부 실시예들에서, 슬롯(112)들은 인접한 슬롯(112)들로부터 슬롯(112)의 폭의 약 3분의 2보다 더 작게 이격된다. 일부 실시예들에서, 슬롯(112)들은 인접한 슬롯(112)들로부터 슬롯(112) 폭의 약 0.5배 내지 약 2배 또는 약 0.5배 내지 약 1배 만큼 이격될 수 있다. 일부 실시예들에서, 상대적인 휨 강도는 적어도 약 0.5, 0.6, 0.7, 0.8 또는 0.9일 수 있다. 일부 실시예들에서, 상대적인 휨 강도는 적어도 약 0.5 내지 0.9 일 수 있다. 일부 실시예들에서, 상대적인 전단 강도는 적어도 약 0.5, 0.6, 0.7, 0.8 또는 0.9일 수 있다. 일부 실시예들에서, 상대적인 전단 강도는 적어도 약 0.5 내지 0.9일 수 있다.

[0035] 도 1h 내지 도 1j는 임플란트 구조물(120)의 각 면(123) 상의 중심 내강(121) 및 측면 포켓(122)을 가지는 임플란트 구조물(120)의 또 다른 실시예들을 예시한다. 측면 포켓(122)은 폭, 길이 및 깊이를 가지는 면(123) 상에 중심 맞춰진 슬롯 또는 디프레션(depression), 캐비티, 그루브(groove)일 수 있다. 일부 실시예들에서, 측면 포켓(122)은 상대적으로 얇아서, 측면 포켓은 중심 내강(121)까지 연장되지 않는다. 일부 실시예들에서, 각 정점(124)는 경사지거나 원형일 수 있다. 일부 실시예들에서, 임플란트 구조물(120)의 원위 단부(125)는 뼈 내부로의 이식을 용이하게 하도록 테이퍼될 수 있다. 일부 실시예들에서, 도 1h 내지 도 1j에서 예시되는 임플란트 구조물(120)은 약 0.77의 상대적인 휨 강도 및 약 0.72의 상대적인 전단 강도를 가진다. 일부 실시예들에서, 뼈 이식 물질들을 갖는 임플란트 구조물(120)을 장전하기 위해, 뼈 이식 물질은 이식 전에 측면 포켓(122)들에 적용된다. 다른 실시예들에서, 이의 전체가 참조로 이에 의해 포함되며 다른 임플란트들에 적용될 수 있는, 조직 확장기 및 보호기란 제목의 미국 특허 출원 61/609,043에서 추가적으로 설명되는 것처럼, 뼈 이식 물질은 이식 동안 적용된다.

[0036] 일부 실시예들에서, 측면 포켓(122)은 임플란트 구조물(120)의 면(123)의 폭(W5)의 약 0.5인 폭(W4)을 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 측면 포켓(122)은 임플란트 구조물(120)의 면(123)의 폭의 약 0.5보다 더 큰 폭을 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 측면 포켓(122)은 임플란트 구조물(120)의 면(123)의 폭의 약 0.5보다 더 작은 폭을 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 측면 포켓(122)은 임플란트 구조물(120)의 면(123)의 폭의 약 0.2 내지 약 0.8 사이인 폭을 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 측면 포켓(122)은 면(123)의 길이(L5)의 약 0.75인 길이(L4)를 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 측면 포켓(122)은 면(123)의 길이의 약 0.75보다 더 작은 길이를 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 측면 포켓(122)은 면(123)의 길이의 약 0.75보다 더 큰 길이를 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 측면 포켓(122)은 면(123)의 길이의 약 0.5 내지 약 0.9 사이인 길이를 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 측면 포켓(122)은 약 0.2 mm 와 약 5 mm 사이, 또는 약 0.2 mm 와 약 2 mm 사이, 또는 약 0.2 mm 와 약 1 mm의 깊이를 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 측면 포켓(122)은 약 0.25 mm, 약 0.5 mm, 약 0.75 mm, 약 1 mm 또는 약 2 mm 사이의 깊이를 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 상대적인 휨 강도는 적어도 약 0.5, 0.6, 0.7, 0.8 또는 0.9일 수 있다. 일부 실시예들에서, 상대적인 휨 강도는 적어도 약 0.5 내지 약 0.9일 수 있다. 일부 실시예들에서, 상대적인 전단 강도는 적어도 약 0.5, 0.6, 0.7, 0.8 또는 0.9일 수 있다. 일부 실시예들에서, 상대적인 전단 강도는 적어도 약 0.5 내지 약 0.9일 수 있다.

[0037] 도 1k 내지 도 1m은 중심 내강(131), 임플란트 구조물(130)의 각 면(133) 상의 측면 포켓(132) 및 측면 포켓(132) 내에 위치되는 복수의 홀(134)들을 가지는 임플란트 구조물(130)의 또 다른 실시예를 예시한다. 도 1k 내지 도 1m에서 예시되는 실시예에서 측면 포켓(132)은 이전에 상기에 설명되고 도 1h 내지 도 1j에 예시되는 측면 포켓(122)과 동일하거나 유사할 수 있다. 마찬가지로, 도 1k 내지 도 1m에서 예시되는 홀(134)들은 이전에 상기에 설명되고 도 1b 내지 도 1d에 예시되는 홀(102)들과 동일하거나 유사할 수 있다. 일부

실시예들에서, 도 1k 내지 도 1m에 예시되는 것처럼 홀(134)들은 중심 내강(131)의 직경보다 더 작은 직경을 가진다. 다른 실시예들에서, 홀(134)들은 중심 내강(131)의 직경과 동일하거나 더 큰 직경을 가진다. 일부 실시예들에서, 각 정점(135)은 경사지거나 원형일 수 있다. 일부 실시예들에서, 임플란트 구조물(130)의 원위 단부(136)는 뼈 내부로의 이식을 용이하게 하도록 테이퍼될 수 있다. 일부 실시예들에서, 도 1k 내지 도 1m에서 예시되는 임플란트 구조물(130)은 약 0.74의 상대적인 휨 강도 및 약 0.62의 상대적인 전단 강도를 가진다. 일부 실시예들에서, 일부 실시예들에서, 뼈 이식 물질과 함께 임플란트 구조물(130)을 주입하거나 장전하기 위해, 뼈 이식 물질이 주입되고/주입되거나 이식 전에 측면 포켓(132) 및 홀(134)들에 적용된다. 일부 실시예들에서, 뼈 이식 물질들은 중심 내강(131) 내로 주입될 수 있으며, 중심 내강은 뼈 이식 물질들이 중심 내강(131)에 채우고 중심 내강(131)과 유체 연통하는(in fluid communication) 홀(134)들로 나가도록 차단될 수 있거나 막힌 원위 개구(137)를 가질 수 있다. 뼈 이식 물질들이 홀(134)들로 나갈 때, 뼈 이식 물질은 양 홀(134)들 및 측면 포켓(132)을 코팅하고 채울 수 있다. 이러한 주입 과정은 이식 전에, 이식 동안, 또는 이식 후에 이루어질 수 있다.

**[0038]** 일부 실시예들에서, 도 1k 내지 도 1m에서 도시되는 측면 포켓(132)은 도 1h 내지 도 1j에서 도시되고 상기에서 설명되는 측면 포켓(122)과 동일하거나 유사한 크기들을 가진다. 일부 실시예들에서, 홀(134)은 측면 포켓(132)의 폭(W6)의 약 0.4배인 직경(D2)을 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 홀(134)은 측면 포켓(132)의 폭의 약 0.4배 보다 더 크거나 더 작은 직경을 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 홀(134)들은 홀(134)들의 직경의 약 1.5배 만큼 이격될 수 있다(S3). 일부 실시예들에서, 홀(134)들은 홀(134)들의 직경의 약 1.5배보다 더 크거나 더 작게 이격될 수 있다. 일부 실시예들에서, 상대적인 휨 강도는 적어도 약 0.5, 0.6, 0.7, 0.8 또는 0.9일 수 있다. 일부 실시예들에서, 상대적인 휨 강도는 적어도 약 0.5 내지 약 0.9일 수 있다. 일부 실시예들에서, 상대적인 전단 강도는 적어도 약 0.5, 0.6, 0.7, 0.8 또는 0.9일 수 있다. 일부 실시예들에서, 상대적인 전단 강도는 적어도 약 0.5 내지 약 0.9일 수 있다.

**[0039]** 도 1n 내지 도 1p는 중심 내강(141) 및 중심 내강(141)을 둘러싸는 복수의 주변 내강(142)들을 가지는 임플란트 구조물(140)의 또 다른 실시예를 예시한다. 주변 내강(142)들은 길이방향으로 배향될 수 있고 중심 내강(141)과 각 정점(143) 사이에 위치될 수 있다. 예시된 것처럼, 임플란트 구조물(140)은 삼각형이고 세 개의 정점(143)들 및 중심 내강(141)을 둘러싸는 세 개의 주변 내강(142)들을 가진다. 일부 실시예들에서, 중심 내강(141) 및 주변 내강(142) 모두 임플란트 구조물(140)의 길이방향의 길이에 걸쳐 연장될 수 있다. 다른 실시예들에서, 주변 내강(142)들은 임플란트 구조물(140)의 길이에 걸쳐 연장되지 않으며, 대신에, 주변 내강(142)들은 임플란트 구조물(140)의 원위 단부(144) 전에 끝난다. 또한, 복수의 측면 홀(145)들은 임플란트 구조물(140) 내에 포함될 수 있다. 각 주변 내강(142)은 복수의 측면 홀(145)들에 의해 교차될 수 있으며, 각 측면 홀(145)은 두 개의 면(146)들의 각 상에 측면 홀 개구(147)를 갖는 임플란트 구조물의 두 개의 면(146)들 사이에서 연장된다. 측면 홀(145)들은 임플란트 구조물(140)을 통해 면(146)들의 표면으로부터 약 60도의 각도에서 횡방향으로 연장될 수 있다. 일부 실시예들에서, 각 정점(143)은 경사지거나 원형일 수 있다. 일부 실시예들에서, 임플란트 구조물(140)의 원위 단부(144)는 뼈 내부로의 이식을 용이하게 하도록 테이퍼될 수 있다. 일부 실시예들에서, 도 1n 내지 도 1p에서 예시되는 임플란트 구조물(140)은 약 0.63의 상대적인 휨 강도 및 약 0.66의 상대적인 전단 강도를 가진다. 일부 실시예들에서, 뼈 이식 물질들을 갖는 임플란트 구조물(140)을 장전하기 위해, 뼈 이식 물질은 뼈 이식 물질이 주변 내강들에 채워지고 측면 홀(145)들로 나오는 주변 내강(142) 내로 주입된다. 뼈 이식 물질의 주입은 이식 전에, 동안, 또는 후에 수행될 수 있다. 주변 내강(142)들이 임플란트 구조물(140)을 통해 완전히 연장되는 일부 실시예들에서, 주변 내강(142)들의 원위 단부들은 뼈 이식 물질의 주입 전에 차단될 수 있거나 밀봉될 수 있다.

**[0040]** 일부 실시예들에서, 주변 내강(142)들은 임플란트 구조물의 면(146)들의 폭(W7)의 0.2배의 직경(D3)을 가진다. 일부 실시예들에서, 주변 내강(142)들은 임플란트 구조물의 면(146)들의 폭의 0.2배 보다 더 크거나 더 작은 직경을 가진다. 일부 실시예들에서, 주변 내강(142)들은 중심 내강(141)보다 더 작은 직경을 가질 수 있다. 다른 실시예들에서, 주변 내강(142)들은 중심 내강(141)과 같거나 더 큰 직경을 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 측면 홀(145)들은 주변 내강(142)들의 직경과 동일하거나 실질적으로 동일한 직경(D4)을 가진다. 다른 실시예들에서, 측면 홀(145)들은 주변 내강(142)들의 직경보다 더 작거나 더 큰 직경을 가진다. 일부 실시예들에

서, 상대적인 휨 강도는 적어도 약 0.5, 0.6, 0.7, 0.8 또는 0.9일 수 있다. 일부 실시예들에서, 상대적인 휨 강도는 적어도 약 0.5 내지 약 0.9일 수 있다. 일부 실시예들에서, 상대적인 전단 강도는 적어도 약 0.5, 0.6, 0.7, 0.8 또는 0.9일 수 있다. 일부 실시예들에서, 상대적인 전단 강도는 적어도 약 0.5 내지 약 0.9일 수 있다.

[0041] 도 1q 내지 도 1s는 중심 내강(151)을 갖는 임플란트 구조물(150)의 또 다른 실시예를 예시한다. 각 정점(152)은 경사질 수 있거나 원형일 수 있고 정점(152)의 길이를 따라 불연속 지점(discrete point)들에 위치되는 캐비티들(153) 또는 복수의 포켓들을 가질 수 있다. 이러한 포켓(153)들은 정점(152)로부터 그리고 중심 내강(151) 쪽으로 연장하지만, 중심 내강(151)에 이르지 않는다. 일부 실시예들에서, 포켓(153)들은 휘어진 컷아웃 모양(curved cutout shape)을 가지며, 이 모양은 실린더 부분의 모양에 상응할 수 있다. 일부 실시예들에서, 임플란트 구조물(140)의 원위 단부(154)는 뼈 내부로의 이식을 용이하게 하도록 테이퍼될 수 있다. 일부 실시예들에서, 도 1q 내지 도 1s에 예시되는 임플란트 구조물(150)은 약 0.89의 상대적인 휨 강도 및 약 0.86의 상대적인 전단 강도를 가진다. 일부 실시예들에서, 뼈 이식 물질을 갖는 임플란트 구조물(150)을 장전하기 위해, 뼈 이식 물질은 이식 전이나 이식 동안 모두의 경우에 임플란트 구조물(150)에 외부적으로 적용된다. 또한, 뼈 이식 물질들을 수용하는 것 이외에도, 포켓(153)들은 또한 코너 할로잉 효과(corner haloing effect)를 제거하거나 감소시키는 역할을 한다.

[0042] 일부 실시예들에서, 포켓(153)들은 정점(152)의 길이(L7)의 약 0.06의 직경 또는 길이(L6)를 가진다. 일부 실시예들에서, 포켓(153)들은 정점(152)의 길이의 약 0.06 보다 더 크거나 더 작은 직경 또는 길이를 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 포켓(153)들은 인접한 포켓(153)들로부터 포켓의 길이 또는 직경의 3분의 2만큼 이격될 수 있다(S4). 일부 실시예들에서, 포켓(153)들은 인접한 포켓(153)들로부터 홀 직경의 약 3분의 2보다 더 크거나 더 작게 이격될 수 있다. 일부 실시예들에서, 상대적인 휨 강도는 적어도 약 0.5, 0.6, 0.7, 0.8 또는 0.9일 수 있다. 일부 실시예들에서, 상대적인 휨 강도는 적어도 약 0.5 내지 약 0.95일 수 있다. 일부 실시예들에서, 상대적인 전단 강도는 적어도 약 0.5, 0.6, 0.7, 0.8 또는 0.9일 수 있다. 일부 실시예들에서, 상대적인 전단 강도는 적어도 약 0.5 내지 약 0.95일 수 있다.

[0043] 도 1t 내지 도 1v는 중심 내강(161)을 갖는 임플란트 구조물(160)의 또 다른 실시예를 예시한다. 각 정점(162)은 정점(162)의 길이를 따라 연장되는 그루브(163)를 가진다. 일부 실시예들에서, 임플란트 구조물(160)의 원위 단부(164)는 뼈 내부로의 이식을 용이하게 하도록 테이퍼될 수 있다. 일부 실시예들에서, 도 1t 내지 도 1v에서 예시되는 임플란트 구조물(160)은 약 0.87의 상대적인 휨 강도 및 약 0.88의 상대적인 전단 강도를 가진다. 일부 실시예들에서, 뼈 이식 물질을 갖는 임플란트 구조물(160)을 장전하기 위해, 뼈 이식 물질은 이식 전에 또는 이식 동안에서 임플란트 구조물(160)에 외부적으로 적용된다. 뼈 이식 물질들을 수용하는 것 이외에도, 그루브(163)들은 또한 코너 할로잉 효과를 제거하거나 감소시키는 역할을 한다.

[0044] 일부 실시예들에서, 그루브(163)들은 면(165)의 폭의 약 0.25의 직경(D5) 및 면(165)의 폭의 약 0.28의 아크(arc) 길이를 가지는 정점(162)를 따라 이어지는 원형으로 성형된 컷아웃(circular shaped cutout)들일 수 있다. 일부 실시예들에서, 그루브(163)들은 면(165)의 폭의 약 0.25보다 더 크거나 더 작은 직경을 가진다. 일부 실시예들에서, 그루브(163)들은 면(165)의 폭의 약 0.28보다 더 크거나 더 작은 아크 길이를 가진다.

[0045] 횡방향 접근법(도 5, 도 6 및 도 7a/b 참조)의 일 실시예에서, 하나 또는 그 이상의 임플란트 구조물(20)들이 장골, SI-조인트를 통해 그리고 천골 내로 횡방향으로 도입된다. 임플란트 구조물(20)들의 이러한 경로 및 결정 위치(resulting placement)는 도 6 및 도 7a/도 7b에서 가장 잘 도시된다. 예시된 실시예들에서, 세 개의 임플란트 구조물(20)들은 이러한 방식으로 위치된다. 또한 예시되는 실시예들에서, 임플란트 구조물(20)들은 횡 단면이 직선적이고 이러한 경우에 있어서 삼각형이지만, 이것은 다른 횡 단면들의 임플란트 구조물(20)들이 사용될 수 있음이 이해되어야 한다. 또한, 상기에 개시되는 임의의 임플란트 구조물들은 본원에서 이식 시술들에 사용될 수 있다.

[0046]

횡방향 이식 시술을 착수하기 전에, 의사는 예를 들어, 포틴 평커 검사(Fortin finger test), 대퇴 추력(thigh thrust), 파버(FABER), 가엔슬렌(Gaenslen's), 컴프레션(compression), 견인(distraction) 및 진단용 SI 조인트 주입을 사용하여 고정될 수 있거나 (관절고정되어) 융합될 수 있는 SI-조인트 마디(segment)들을 확인한다.

[0047]

횡방향, 입구 및 출구 C-아암 뷰(view)들에 의해 보조되고, 엎드린 자세로 누워있는 환자일 경우, 의사는 진 횡방향 위치(true lateral position)를 제공하기 위해 대좌골절흔(greater sciatic notches)과 이어서 (횡방향 시각화를 사용하여) 에일리(alae)를 정렬한다. 3 cm 절개(incision)는 천골의 관(canal)의 후방 펴질(cortex)을 정렬시키는 것으로 시작이 이루어지며, 장골에 대한 블런트 조직 이격으로 후속된다. 측면도로부터, ((도시되지 않은) 슬리브를 갖춘) 가이드 핀(38) (즉, 스테인만 핀(Steinmann Pin))은 천골 단부 판 하부 및 오직 천골의 판 전방 위치에 있는 장골 상에 놓는 것으로 시작된다. 출구 뷰에서(in the outlet view), \_가이드 핀(38)은 완만한 각도 전방(즉, 도 7 b가 도시하는 것처럼 수평위치에서 15 도 내지 20 도 떨어진)에서 천공 단부 판에 평행해야 한다. 측면도에서, 가이드 핀(38)은 천골 전방 벽의 후방이어야 한다. 입구 쪽에서 보면(in the inlet view), 가이드 핀(38)은 천골의 구멍을 훼손하지(violate) 않아야 한다. 이것은 일반적으로 도 2a 및 도 2b에서 도표로 도시되는 순서에 상응한다. (도시되지 않은) 연부 조직 보호기(soft tissue protector)는 바람직하게는 (도시되지 않은) 가이드 핀 슬리브가 제거되기 전에 가이드 핀(38) 위로 확실하게 장골에 맞닿아 미끌어진다.

[0048]

가이드 핀(38) 위로 (그리고 연부 조직 보호기를 통해), 파일럿 보어(42)는 도 2c에서 도표로 도시되는 것처럼, 이전에 설명된 방식으로 드릴링(drill)된다. 파일럿 보어(pilot bore)(42)는 장골을 통해, SI-조인트를 통해 그리고 천골 내로 연장된다. 이후에 드릴 비트(drill bit)(40)는 제거된다.

[0049]

성형된 브로취(shaped broach)(44)는 브로취 보어(broached bore)(48)를 예시되는 실시예에서 삼각형인 임플란트 구조물(20)에 대해 바람직한 프로파일로 제작하기 위해 (가이드 핀(38)에 걸쳐 (그리고 연부 조직 보호기를 통해) 파일럿 보어(42) 내로 진출된다. 이것은 도 2d에서 도표로 도시되는 순서에 일반적으로 상응한다. 브로취 보어(48)의 삼각형 프로파일은 또한 도 5에서 도시된다.

[0050]

도 2e 및 도 2f는 연부 조직 보호기 또는 확장기 또는 드릴 슬리브(drill sleeve)(202), 가이드 핀 슬리브(guide pin sleeve)(204) 및 핸들(handle)(206)을 갖는 전달 슬리브(delivery sleeve)(200)의 조립체의 실시예를 예시한다. 일부 실시예들에서, 드릴 슬리브(202) 및 가이드 핀 슬리브(204)는 뼈의 접촉을 달성할 때까지 가이드 핀(208) 위로 미끌어질 수 있는 연부 조직 보호기 조립체(210)를 형성하기 위해 연부 조직 보호기(200) 내로 삽입될 수 있다. 연부 조직 보호기(200)는 본원에서 개시되는 것과 같은 연부 조직 보호기들 또는 확장기들 또는 전달 슬리브들 중 임의의 하나일 수 있다. 일부 실시예들에서, 본원에서 개시되는 것과 같은 확장가능한 확장기 또는 전달 슬리브(200)는 통상적인 연부 조직 확장기 대신에 사용될 수 있다. 확장가능한 확장기의 경우에 있어서, 일부 실시예에서 확장가능한 확장기는 가이드 핀 위로 미끌어질 수 있고 이후에 드릴 슬리브(202) 및/또는 가이드 핀 슬리브(204)가 확장가능한 확장기 내로 삽입되기 전에 확장될 수 있다. 다른 실시예들에서, 확장가능한 확장기 내의 가이드 핀 슬리브(204) 및/또는 드릴 슬리브(202)의 삽입은 확장가능한 확장기를 확장하는데 사용될 수 있다.

[0051]

일부 실시예들에서, 확장기는 가이드 핀 위에 연부 조직 보호기 조립체(210)을 미끄러지게 하기 전에 조직을 통해 채널을 개방하는데 사용된다. 확장기(들)은 예를 들어 순차적으로 더 커지는 복수의 확장기들을 사용하거나 확장가능한 확장기를 사용하여 복수의 가이드 핀 위에 위치될 수 있다. 채널이 조직을 통해 형성된 후에, 확장기(들)은 제거될 수 있고 연부 조직 보호기 조립체는 가이드 핀 위에 미끌어질 수 있다. 일부 실시예들에서, 확장가능한 확장기는 확장된 후에 연부 조직 보호기의 역할을 할 수 있다. 예를 들어, 확장 후에 드릴 슬리브 및 가이드 핀 슬리브는 확장가능한 확장기 내로 삽입될 수 있다.

[0052]

도 5 및 도 6에 도시된 것과 같이, 임플란트 구조물(20)의 근위 단부가 장골의 횡방향 벽과 맞닿을 때까지(또한 도 7a 및 도 7b 참고), 삼각형 임플란트 구조물(20)은 장골을 통한 가이드 편(38) 위의 연부 조직 보호기를 통해, SI-조인트를 지나, 그리고 천골 내로 진출될 수 있다. 가이드 편(38) 및 연부 조직 보호기가 인출되고, 천 공되는 통로 내에서 존재하는 임플란트 구조물(20)을 남기고, 장골의 횡방향 벽에 맞닿아 있다(도 7a 및 도 7b 또한 참조). 예시되는 실시예에서, 도 6이 가장 잘 도시하는 것과 같이, 두 개의 부가적인 임플란트 구조물(20)들은 이러한 방식으로 이식된다. 다른 실시예들에서, 임플란트 구조물(20)들의 근위 단부들은 장골의 횡방향 벽에 뛰어나오게 남겨짐으로써, 이 근위 단부들은 장골의 외측으로 1, 2, 3 또는 4 mm 만큼 연장된다. 이것은 임플란트(1020)들이 단지 더 연한 해면 부분(soft cancellous portion)보다는 오히려 장골의 단단한 피질 부분(hard cortical portion)에 결합하는 것을 보장하며, 이를 통해서 단단한 피질 뼈로부터 구조적인 지지대가 없는 경우에도, 임플란트들은 이동할 수 있다. 단단한 피질 뼈는 또한 통상적으로 임플란트(1020)에 의해 뼈 상에 미치는 하중들 또는 힘들을 지탱할 수 있다.

[0053]

임플란트 구조물(20)들은 국부적인 해부 구조(local anatomy)에 따라 크기가 형성된다. SI-조인트를 위해, 대표적인 임플란트 구조물(20)들은 길이가 약 35 mm 내지 약 70 mm이며, 새겨진 직경(inscribed diameter)이 7 mm(즉, 약 10.5 mm의 높이 및 약 12 mm의 기저부를 가지는 삼각형)인, 국부적인 해부학적 구조에 종속하는, 크기의 범위일 수 있다. 국부적인 구조물들의 몰풀로지(morphology)는 의료적인 전문가들에 의해 인간 골격 해부 구조의 교본을 사용하여 그들의 부위 및 병 또는 부상의 지식을 따라 일반적으로 이해될 수 있다. 의사들은 또한 예를 들어 평면 필름 엑스-레이(plain film x-ray), 형광투시 엑스-레이(fluoroscopic x-ray), 또는 MRI 또는 CT 스캐닝(scanning)을 이용하여 목표된 뼈의 몰풀로지에 대한 종래의 이론에 기초하는 임플란트 구조물(20)의 치수들을 확인할 수 있다.

[0054]

횡방향 접근법을 이용하여, 설명된 것처럼, 하나 또는 그 이상의 임플란트 구조물(20)은 최소로 외과적인 유형으로 SI-조인트를 지나 개별적으로 삽입될 수 있다. 통상적인 조직 접근 툴(tissue access tool)들, 밀폐장치(obturator), 캐뉼러들, 및/또는 드릴들은 이러한 목적을 위해 사용될 수 있다. 대안적으로, 상기에 설명되는 새로운 조직 접근 툴들 및 연결되어 있는(in co-pending), 2012년 3월 9일에 출원된 "조직 확장기 및 보호기"이 제목인 미국 출원 번호 61/609,043은 또한 사용될 수 있다. 조인트 제제 (joint preparation), 연골(cartilage)의 제거, 또는 스크랩핑(scraping)이 삽입 경로의 형성 전에 또는 임플란트 구조물(20)들의 삽입 전에 요구되지 않아서, 임플란트 구조물(20)의 대략 또는 거의 최대 외경 크기로 형성된, 최소한의 외과적 삽입 경로가 형성될 수 있다.

[0055]

임플란트 구조물(20)들은 자기유래의 뼈 이식 물질, 부가적인 스크류(screw)들 및/또는 로드(rod)들, 중공 모듈러 안커리지 스크류(hollow modular anchorage screw)들, 캐뉼러된 컴프레션 스크류들, 조인트 내의 나사산형성된 케이지(cage)들, 또는 골절(fracture) 고정 스크류들에 대한 필요를 제거할 수 있다. 여전히, 의사들의 재량(discretion) 내에서, 뼈 이식 물질 및 다른 고정 기구는 임플란트 구조물(20)들의 조합에 사용될 수 있다.

[0056]

대표적인 시술에서, 하나 내지 여섯, 또는 아마도 8까지의 임플란트 구조물(20)들이, 환자의 크기 및 임플란트 구조물(20)들의 크기에 따라 사용될 수 있다. 설치 후에, 환자는 융합이 일어나는 동안 SI-조인트의 하중을 방지하거나 감소시키도록 조언을 받을 수 있다. 환자의 건강 및 포스트-옵 프로토콜(post-op protocol)에 대한 그의 또는 그녀의 집착(adherence)에 따라, 이것은 약 여섯 내지 열 두 주 기간이거나 그 이상일 수 있다.

[0057]

임플란트 구조물(20)들은 광범위한 연부 조직 스트리핑(extensive soft tissue stripping)이 없는 종래의 개방 수술보다 덜 외과적인 수술 기술들이 가능하게 한다. SI-조인트로의 횡방향 접근법은 최소한으로 외과적인 수술 기술들을 보완하는 직접적인 수술 접근법을 제공한다. 임플란트 구조물(20)들의 프로파일 및 디자인은 회전 및 미세운동(micromotion)을 최소화하거나 감소시킨다. 티타늄 합금으로부터 만들어진 강성 임플란트 구조물(20)들은 즉각적인 포스트-옵 SI 조인트 안정성을 제공한다. 고르지 못한 표면들을 갖는 다공성 플라즈마 스프

레이 코팅(porous plasma spray coating)을 포함하는 뼈의 내-성장 영역(in-growth region)(24)은 안정적인 뼈 고정/융합을 지원한다. 임플란트 구조물(20)들 및 수술 접근법들은 설계된 보다 큰 융합 표면 지역들의 위치가 포스트-수술 무게 지탱 능력을 최대화시키는 것을 가능하게 하고 고부하용(heavily loaded) SI-조인트를 안정화 시키기 위해 특이적으로 설계된 생체역학적으로 정밀한 임플란트를 제공한다.

[0058]

일부 실시예들에서, 도 8a 및 도 8b에서 예시되는 것처럼 임플란트 구조물(800)은 대략 2 내지 3 mm, 또는 1 내지 5 mm, 또는 대략 5, 4, 3, 또는 2 mm보다 작은 두께를 가지는 복수의 벽(802)들로부터 형성된 직선의 횡-단면 프로파일을 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 직선의 횡-단면 프로파일이 삼각형, 정사각형 또는 직사각형 일 수 있다. 일부 실시예들에서, 임플란트 구조물(800)은 복수의 벽들에 의해 함께 결합되는 복수의 정점들(apices)에 의해 형성되는 실질적으로 직선의 횡-단면 프로파일을 가질 수 있다. 얇은 벽 임플란트 구조물(800)은 약간의 뼈 제제를 갖거나 뼈 제제가 전혀 없는 뼈를 통해 개선될 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예들에서, 임플란트 구조물(800)은 임플란트 구조물(800)과 동일하게 성형되는 보어를 먼저 형성시킴 없이 뼈 내로 이동될 수 있다. 일부 실시예들에서, 임플란트 구조물(800)의 원위 단부(804)는 임플란트 구조물(800)이 개선된 것처럼 뼈의 커팅을 용이하게 하도록 샤프닝(sharpen)될 수 있고/있거나 치즐(chisel)과 같은 커팅 모서리(cutting edge)들을 가질 수 있다. 일부 실시예들에서, 골절기(osteotome)는 임플란트 구조물(800)이 뼈 내로 삽입되기 전에 뼈를 컷팅하는데 사용될 수 있다. 예를 들어, 모든 목적을 위해 이의 전체가 참조로 본원에 포함되는, 2013년 3월 15일에 출원된 "임플란트 제거를 위한 시스템들 및 방법들(SYSTEMS AND METHODS FOR REMOVING AN IMPLANT)"가 제목인 미국 가 출원 61/800,966에서 설명되는 것과 같은 골절기는 온전한 보어를 형성시킴 없이 임플란트 구조물(800)의 삽입을 용이하게 하도록 뼈를 미리-컷팅하기 위해 구성될 수 있다. 일부 실시예들에서, 보어는 상기에 설명한 것처럼 형성될 수 있고, 이후에 임플란트 구조물(800)이 보어 내로 삽입될 수 있다.

[0059]

일부 실시예들에서, 도 8a 및 도 8b에 예시되는 것처럼, 임플란트 구조(800)을 형성하는 복수의 벽(802)들의 원위 부분은 천공(806)들을 가질 수 있다. 예를 들어, 천골 또는 제 2 뼈 마디 내에 구현되도록 구성되는 임플란트 구조물(800)의 원위 부분은 천공될 수 있는 반면에, 장골 또는 제 1 뼈 마디 내에 구현되도록 구성되는 임플란트 구조물(800)의 근위 부분은 천공들이 없을 수 있다. 다른 실시예들에서, 임플란트 구조물(800)의 근위 부분은 천공될 수 있는 반면에 임플란트 구조물(800)의 원위 부분은 천공들이 없다. 다른 실시예들에서, 도 9a 및 도 9b 그리고 본원에서 설명되는 실시예들에서 예시되는 것처럼, 천공들은 각 벽의 전체 면 또는 임플란트 구조물의 측면 전역에 분포될 수 있다. 일부 실시예들에서, 천공들의 집중도 또는 수는 다른 곳보다 임플란트 구조물의 일 부분에서 더 클 수 있다.

[0060]

일부 실시예들에서, 도 8a 및 도 8b에서 예시되는 것처럼 천공(806)들은 타원형(oval) 또는 원형으로 성형되거나 곡선을 이룰(curvilinear) 수 있어서, 천공(806)들은 모퉁이(corner)들을 가지지 않는다. 일부 실시예들에서, 천공(806)들은 무작위로 배열되어, 엇갈리게 배치될 수 있거나 그렇지 않으며 각 벽(802)을 지나 정렬되지 않은 패턴으로 분포될 수 있다. 예를 들어, 일부 실시예들에서 천공들의 각 길이방향의 열(row)은 엇갈리게 배치될 수 있거나 천공들의 인접한 길이방향 열들로부터 오프셋(offset)될 수 있다. 일부 실시예들에서, 천공들은 임플란트 구조물(800)의 길이 방향 축선을 따라 대안적으로 또는 부가적으로 엇갈리게 배치될 수 있다. 천공들의 이러한 정렬되지 않는 배열은 개선된 구조적 강도를 갖는 임플란트 구조물을 제공할 수 있다.

[0061]

일부 실시예들에서, 임플란트 구조물(800)은 본원에서 설명되는 임의의 다른 임플란트 구조물과 같은 크기가 형성될 수 있다. 일부 실시예들에서, 도 8b에서 예시되는 것과 같이, 임플란트 구조물(800)이 약 8 mm 또는 약 4 내지 약 12 mm 사이의 직경을 갖는 원을 새기는 벽들을 가질 수 있도록 임플란트 구조물(800)은 크기가 형성될 수 있다. 일부 실시예들에서, 벽이 가이드 편 직경과 동일한 직경 또는 대략 동일한 직경을 갖는 원을 새기도 록 임플란트 구조물(800)이 크기가 형성될 수 있다. 일부 실시예들에서, 임플란트 구조물(800)은 가이드 편의 통과를 허용하는 원형 개구(812)를 갖는 캡(cap)(810)을 가지는 원위 단부(808)를 가질 수 있다.

[0062]

일부 실시예들에서, 천공(902)들이 임플란트 구조물의 면들을 걸쳐 고르게 분포되는 것을 제외하면 도 9a 및 도

9b에서 예시되는 것과 같이 임플란트 구조물(900)은 도 8a 및 도 8b에서 설명되는 실시예에 유사할 수 있다. 도 9b는 천공(902)들 및 임플란트 구조물(900)의 내강 내에 및/또는 천공들 및 임플란트 구조물의 내강을 통해 뼈 성장을 예시한다. 일부 실시예들에서, 임플란트 구조물(900)의 내강 내에 예시되는 뼈는 임플란트 구조물(900)이 뼈 내로 진입한 후, 후에 유지되는 본래의(native) 뼈, 즉 자기-이식 임플란트 일 수 있다. 일부 실시예들에서, 도 9a 및 도 9b에서 예시되는 임플란트 구조물(900)의 내강 뿐만 아니라 다른 임플란트 구조물도 뼈 물질 및/또는 분말가루 뼈(morselized bone), 동종이식 뼈(allograft bone), 자가이식 뼈(autograft bone), 수산화아파타이트(hydroxyapatite), 뼈 형성 단백질(bone morphogenetic protein) 및 임플란트 구조물(900) 내에 뼈의 내부성장을 촉진시키는 유사물 생물학적 보조제(biologic aid)로 채워질 수 있다. 이것은 임플란트 구조물(900)이 보어 내로 삽입될 때 적절할 수 있음으로써, 이식 후, 임플란트 구조물(900)의 내강은 비었거나 실질적으로 비어있고 뼈 성장 촉진 물질들로 채워질 수 있다. 또한, 상기에 설명된 것처럼, 임플란트 구조물의 내부 표면 및/또는 외부 표면은 예를 들어 천공이 있거나 조면화된 표면을 제공하기 위해 플라즈마 코팅 과정을 사용하여, 조면화될 수 있고/있거나 코팅될 수 있다.

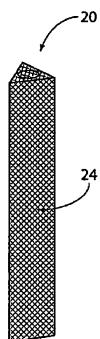
[0063] 용어들 "약(about)" 및 "대략(approximately)" 등은 언급된 값 또는 범위의 10, 20, 또는 30% 이내인 것을 의미할 수 있다.

[0064] 본원에서 개시되는 장치들 및 방법들의 변형들 및 개량예들은 당업자들에게 쉽게 명백해질 것이다. 이러한 것처럼, 앞서 말한 상세한 설명 및 첨부되는 예시들은 명료성 및 이해의 목적을 위해 만들어지고, 본원에 첨부되는 청구항들에 의해 정의되는 본 발명의 범위를 제한하는 의도가 아닌 것으로 이해되어야 한다. 본원 내에서 설명된 임의의 일 실시예에서 설명되는 임의의 특징은 바람직하든 아니든, 다른 실시예들의 임의의 다른 특징과 결합될 수 있다.

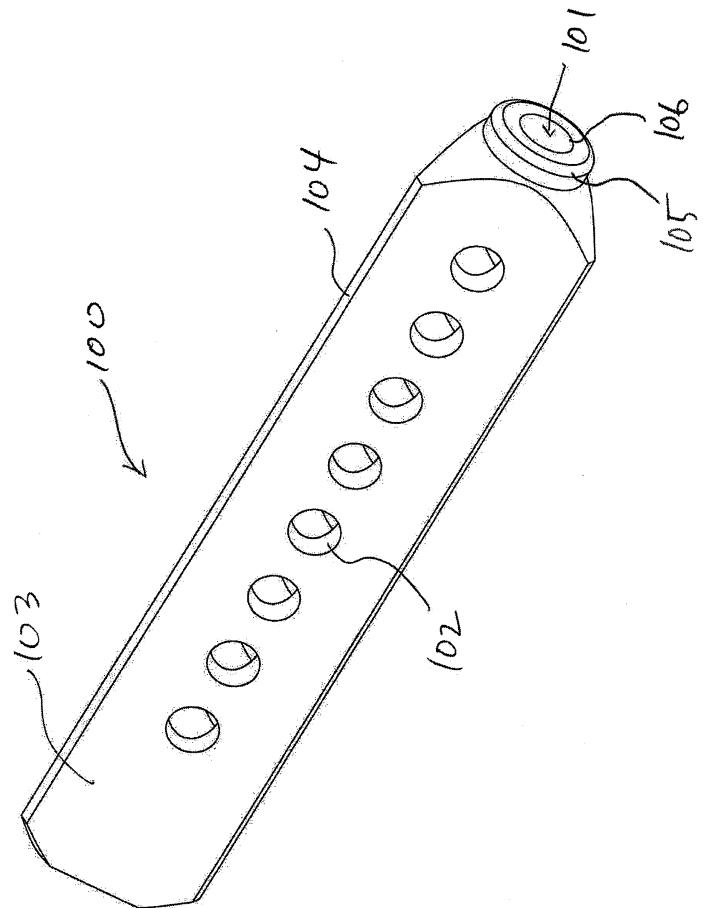
[0065] 본원에 설명되는 예시들 및 실시예들은 단지 예시적인 목적을 위한 것이고 이의 관점에서 다양한 개량예들 또는 변경들이 당업자에게 제안될 것이고 본 출원서의 사상과 이해의 범위와 첨부되는 청구항들의 범위 이내에 포함되는 것이다. 본원에서 인용되는 모든 공보들, 특허들, 및 특허 출원서들은 이에 의해서 모든 목적들을 위해 참조로 포함된다.

## 도면

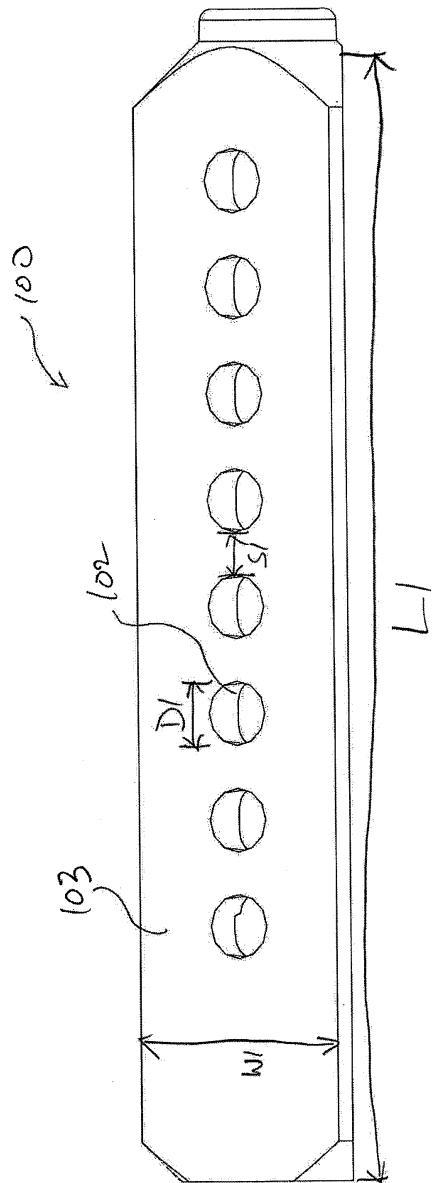
### 도면1a



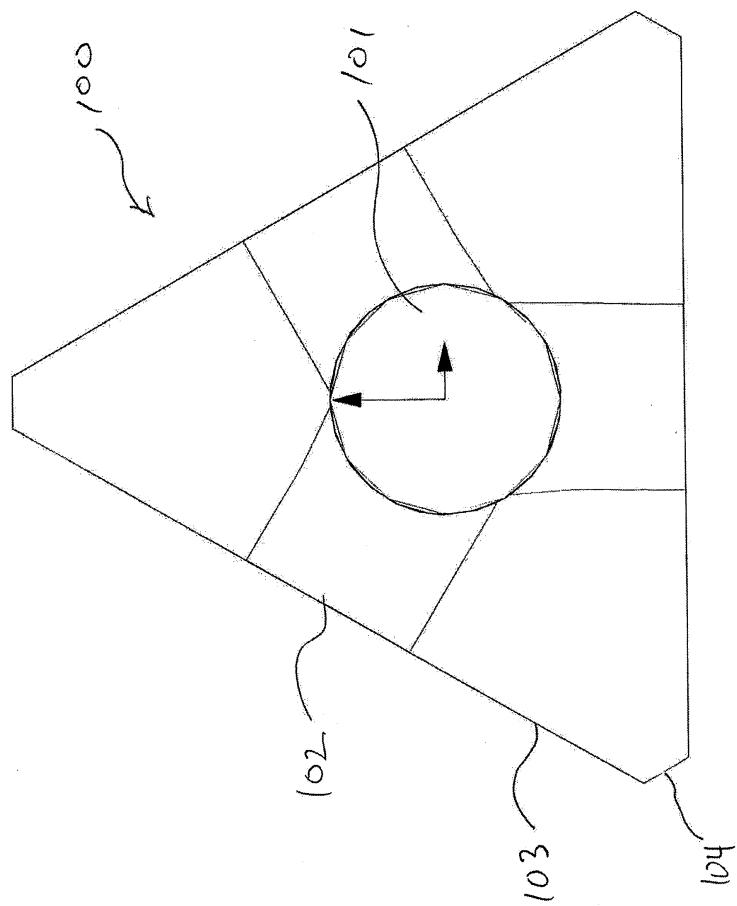
도면1b



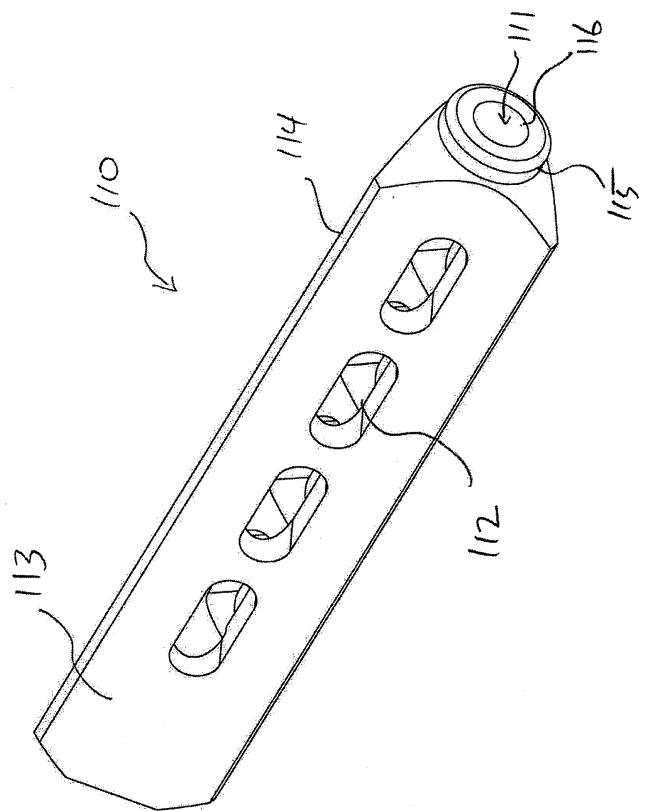
도면1c



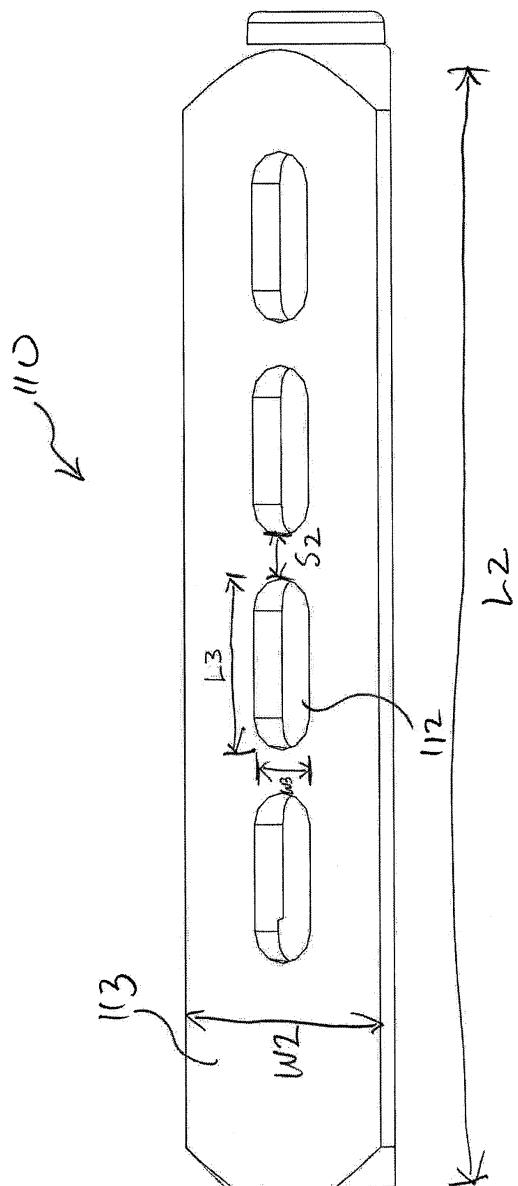
도면1d



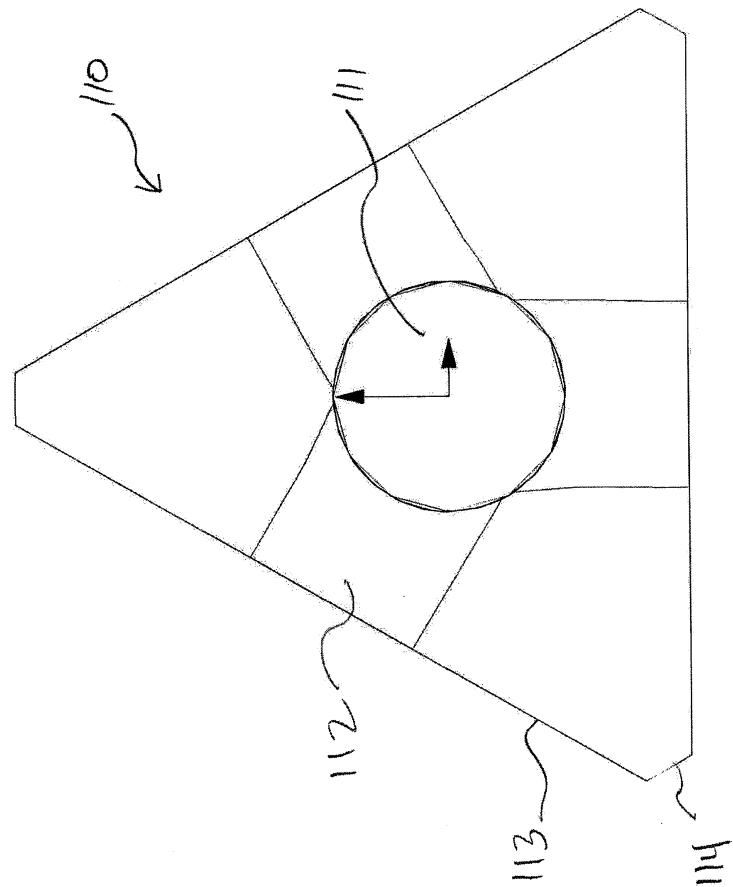
도면1e



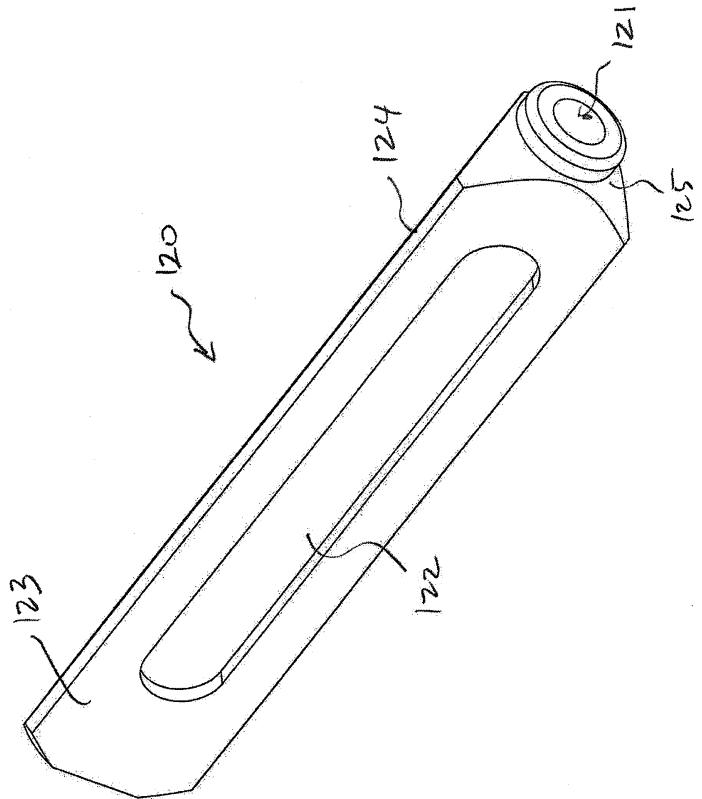
도면1f



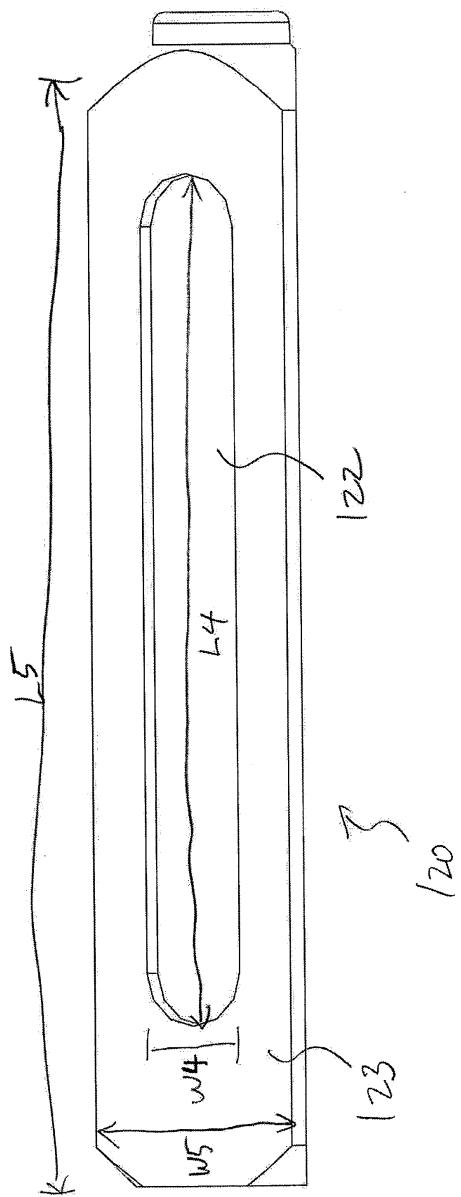
도면1g



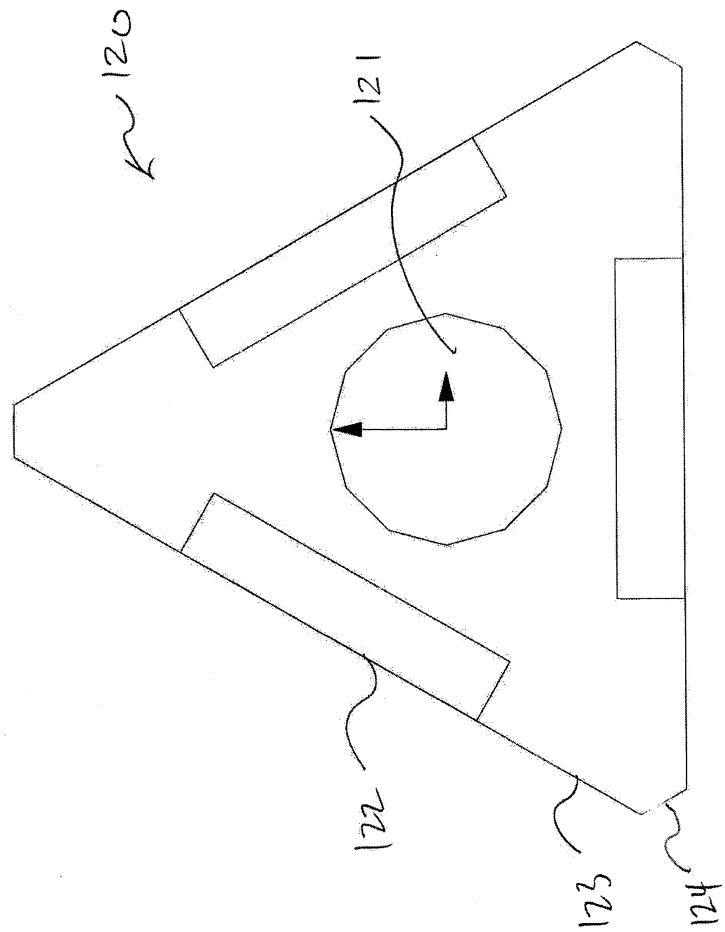
도면 1h



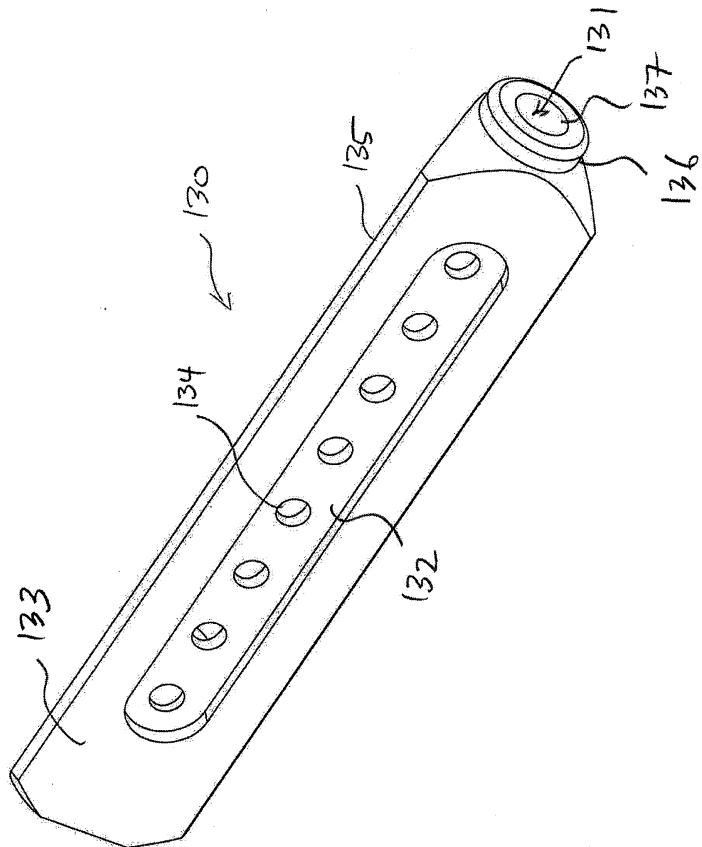
도면1i



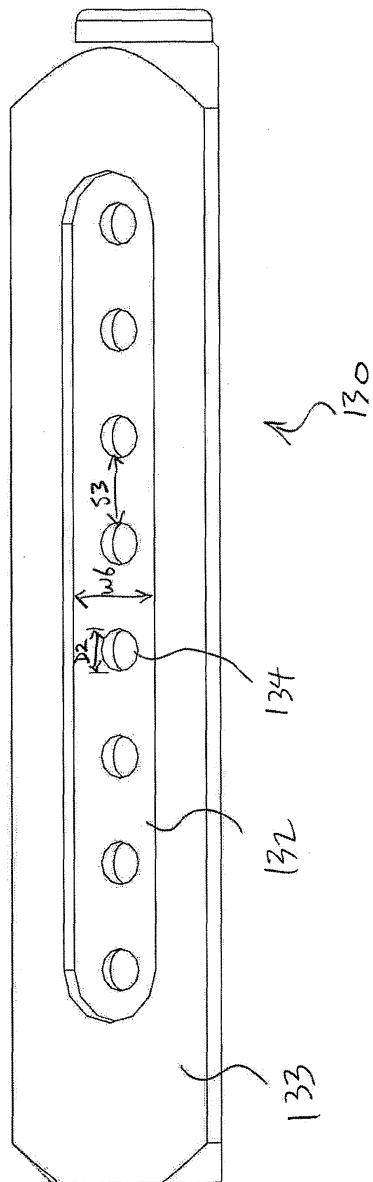
도면1j



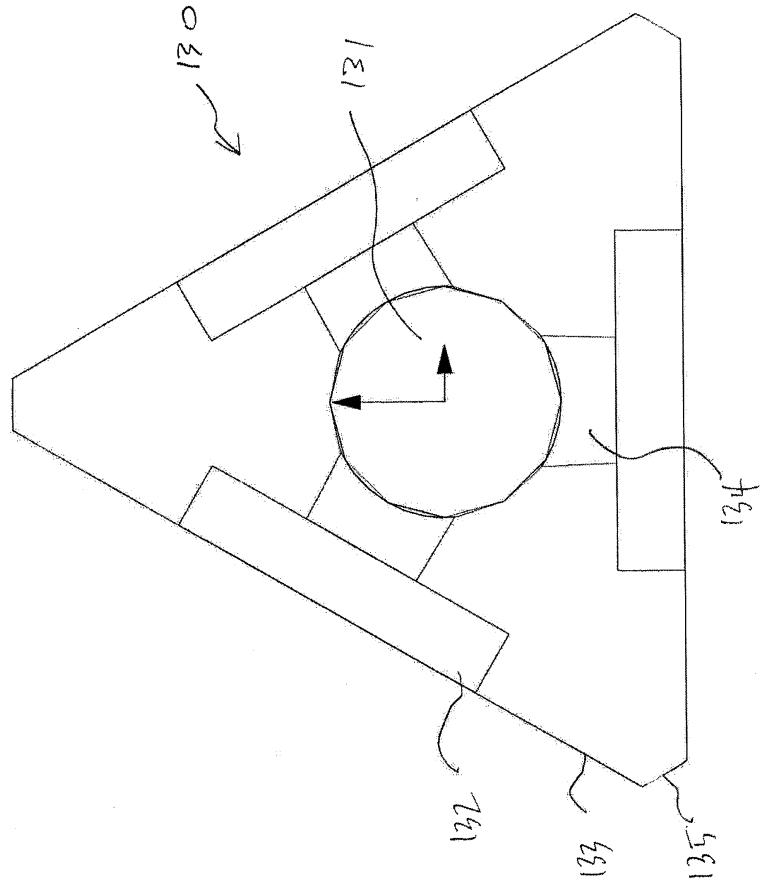
도면1k



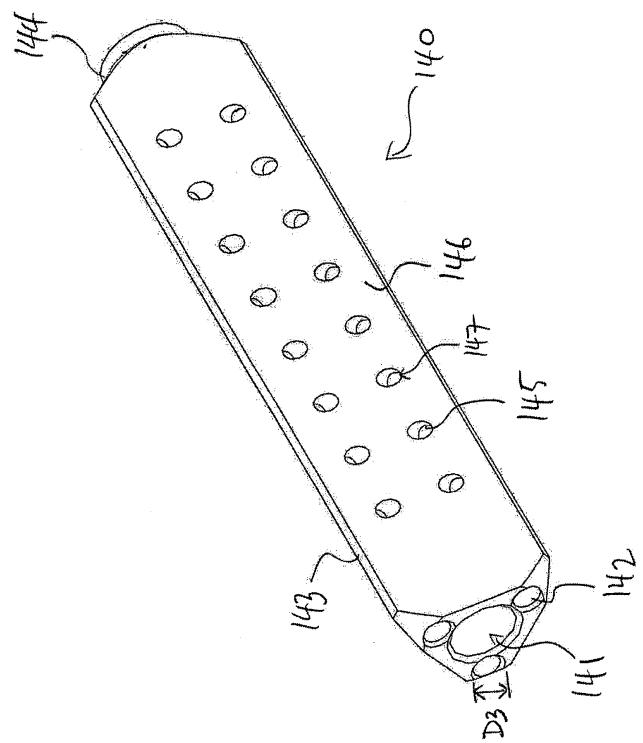
도면11



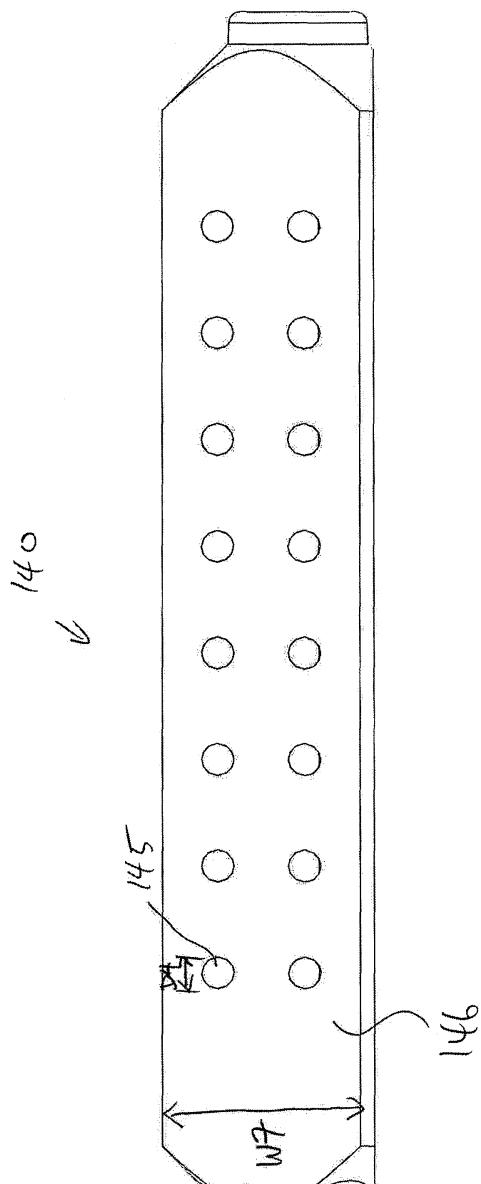
도면1#



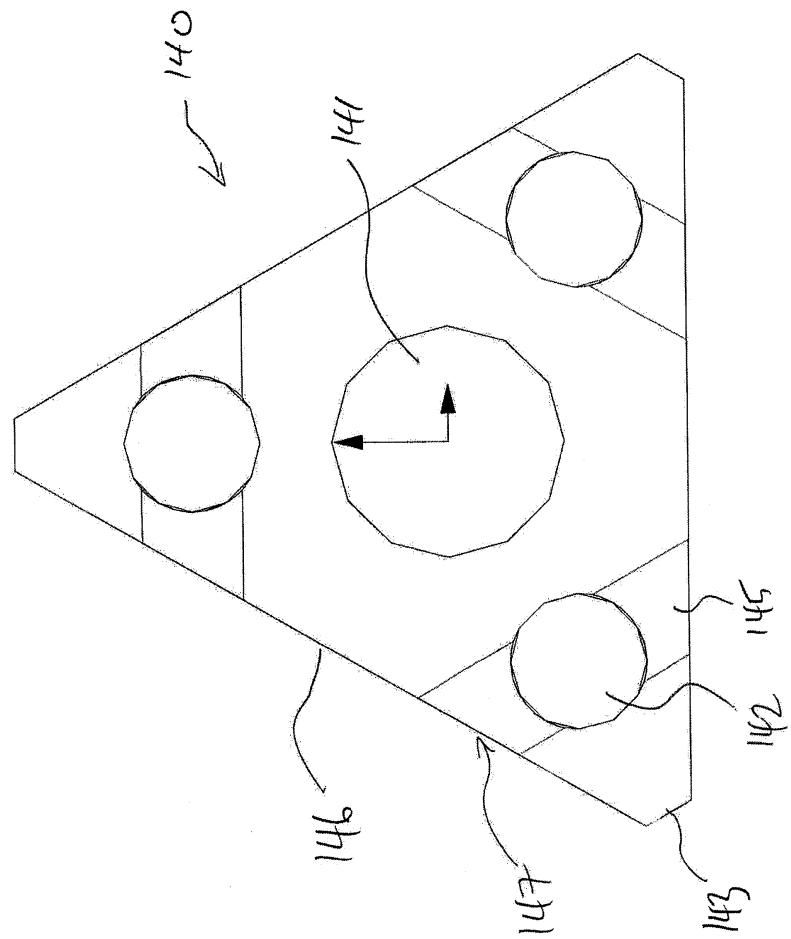
도면1n



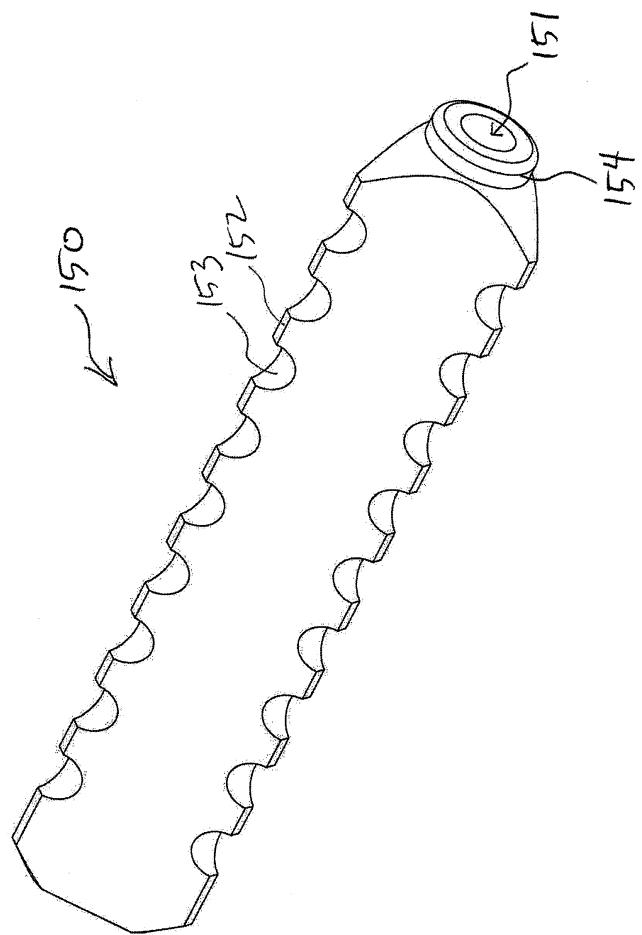
도면10



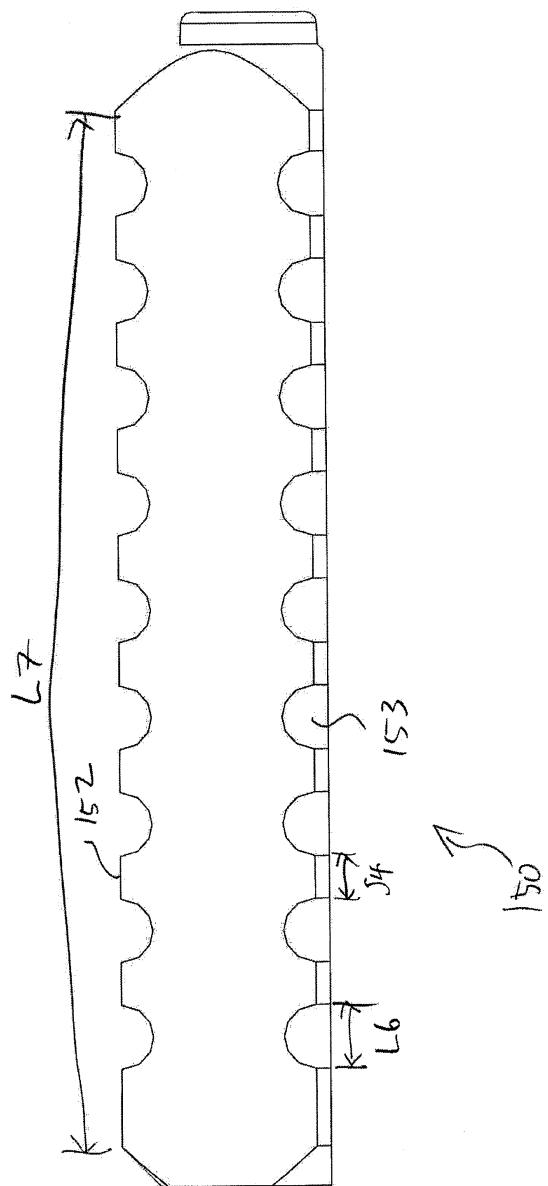
도면 1p



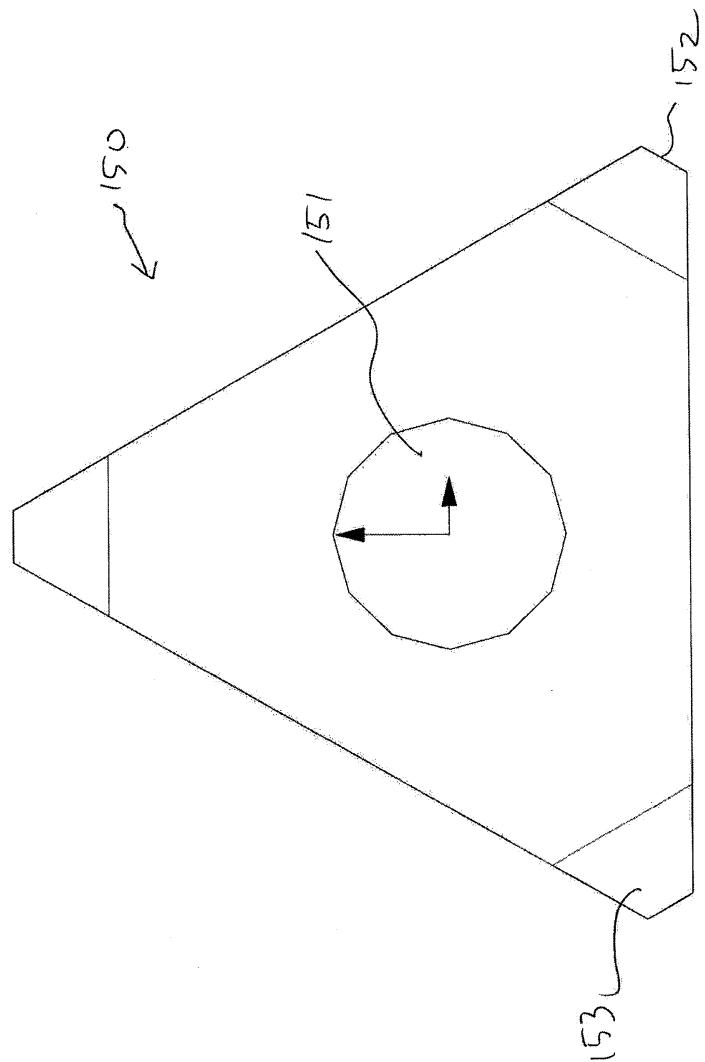
도면1q



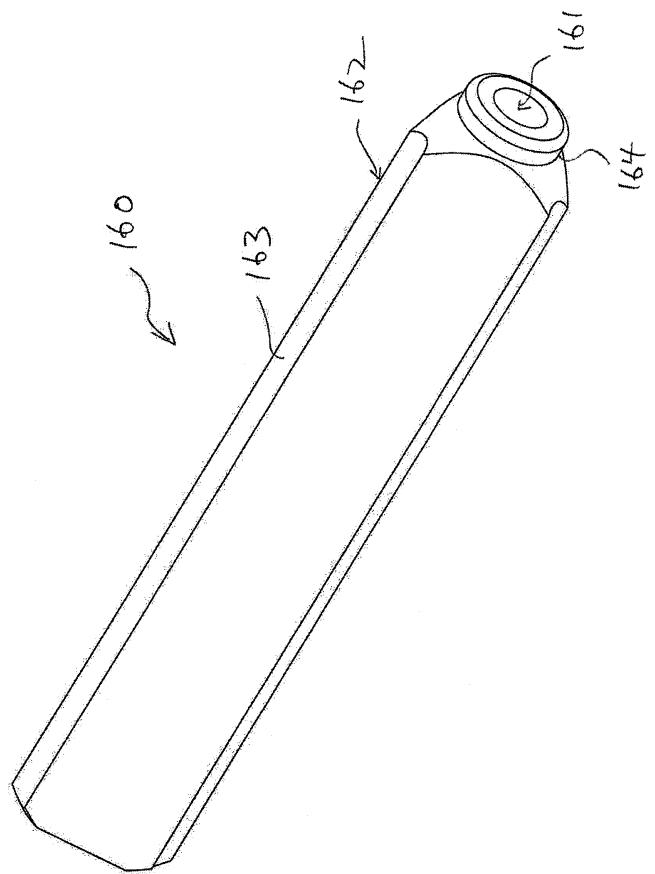
도면1r



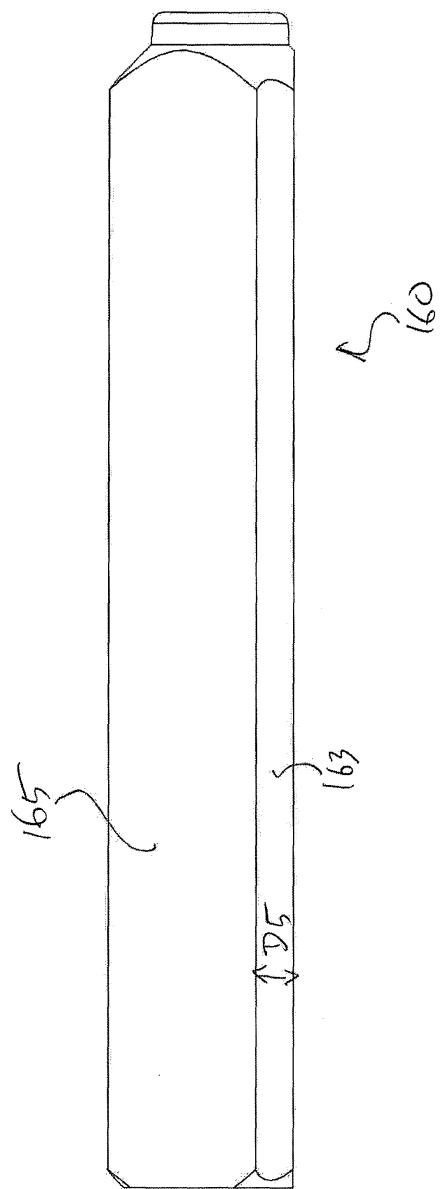
도면1s



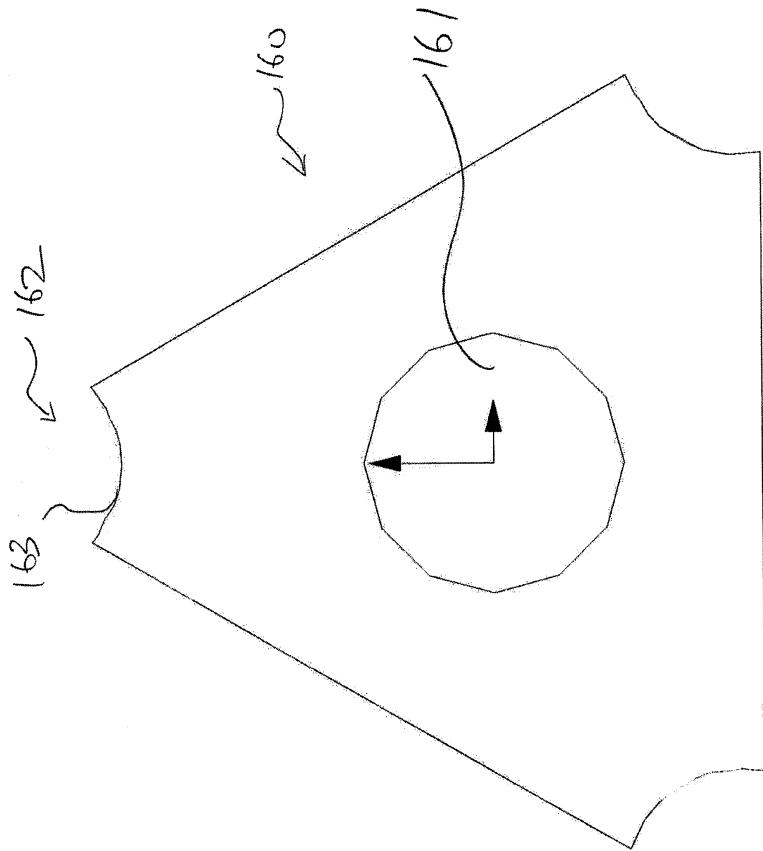
도면1t



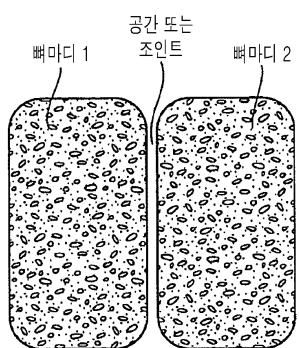
도면1u



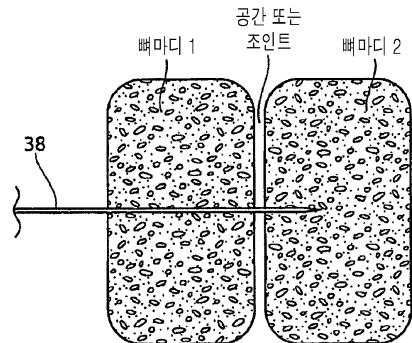
도면1v



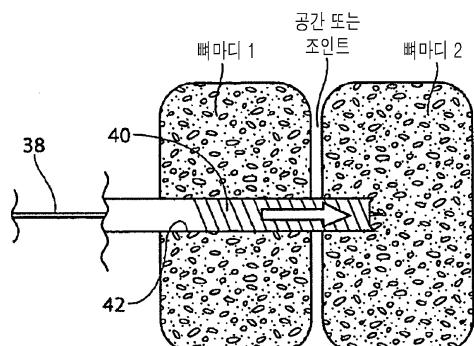
도면2a



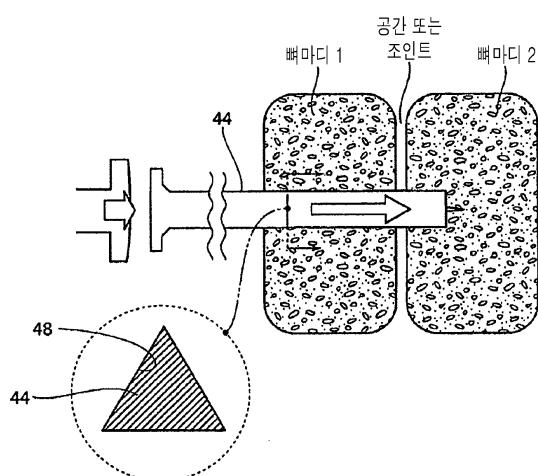
도면2b



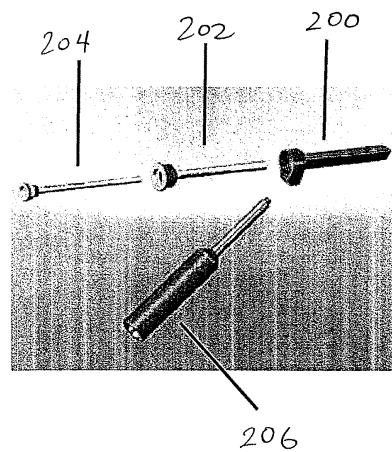
도면2c



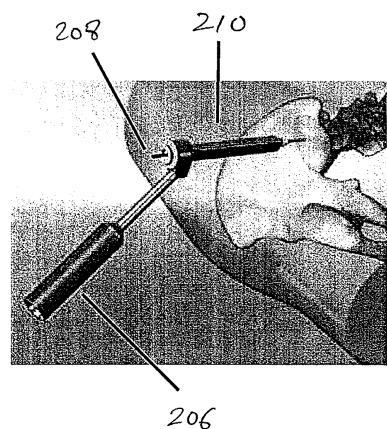
도면2d



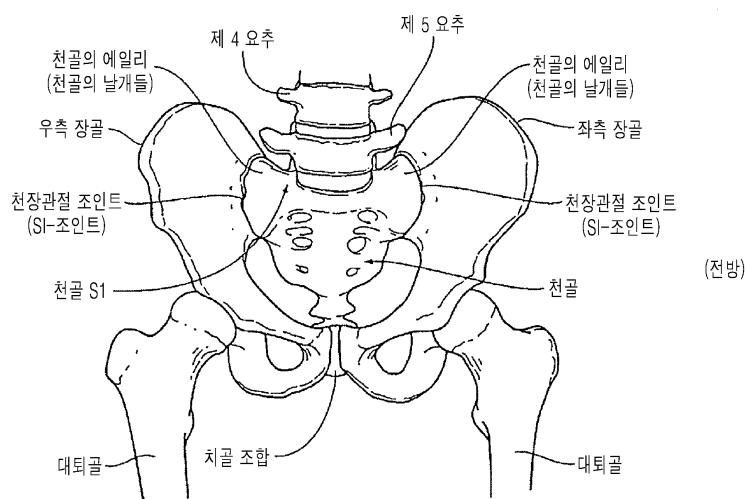
도면2e



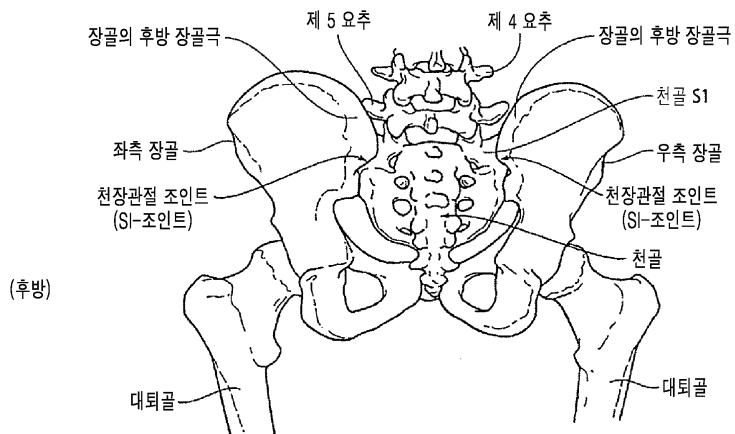
도면2f



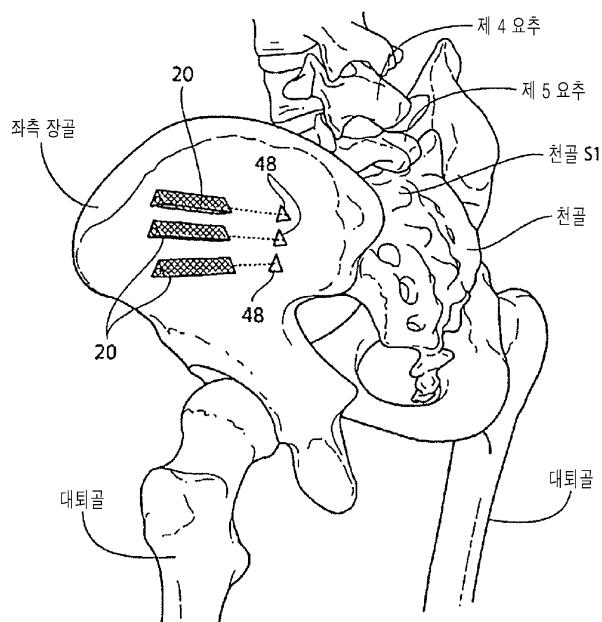
도면3



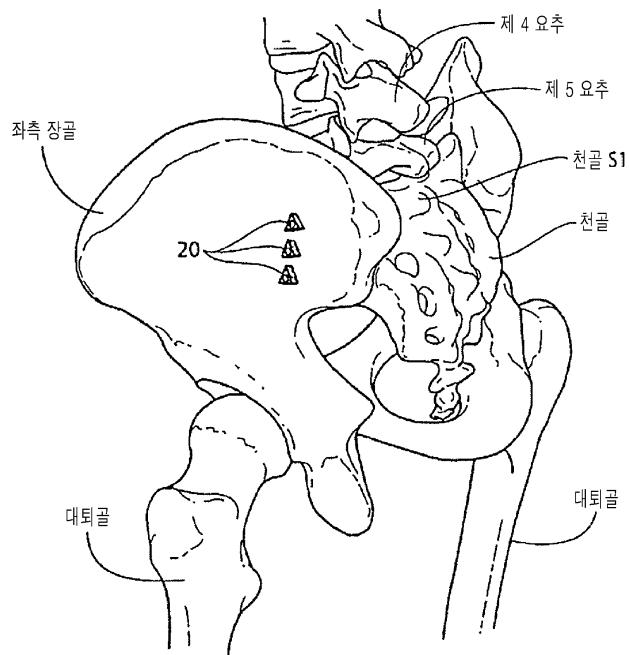
도면4



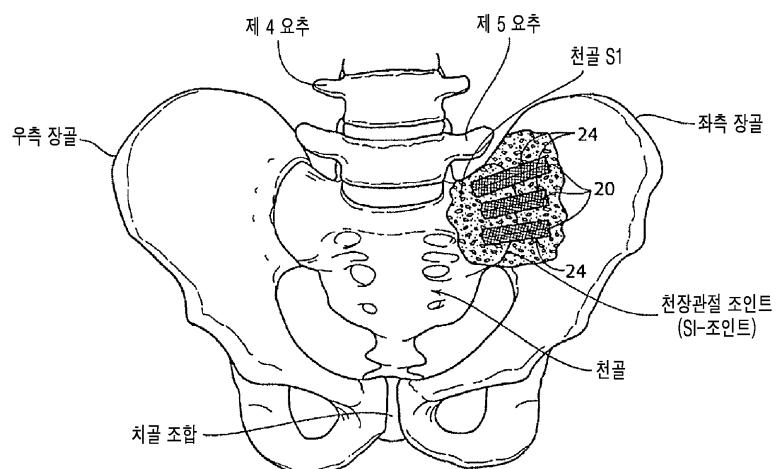
도면5



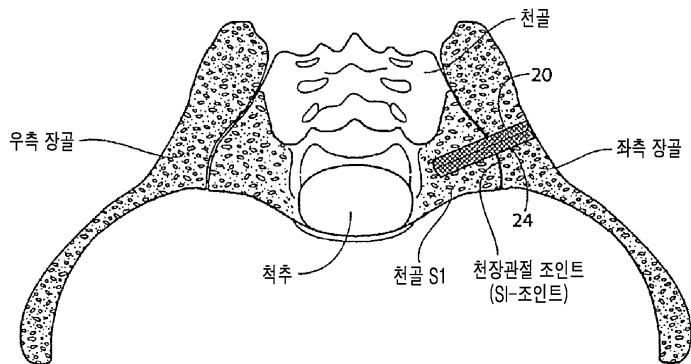
도면6



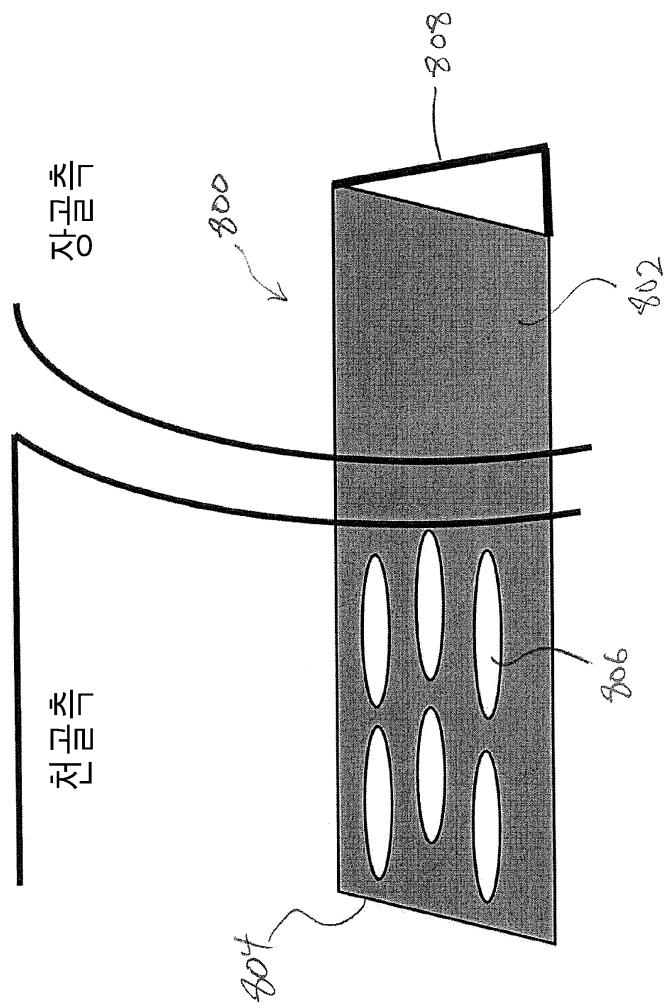
도면7a



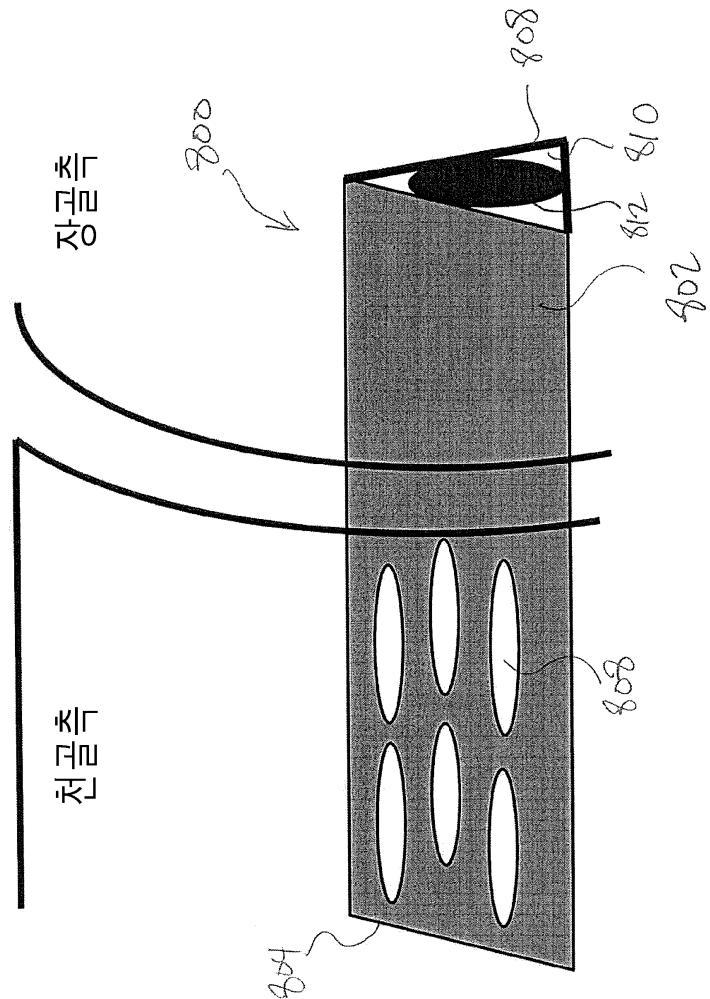
도면7b



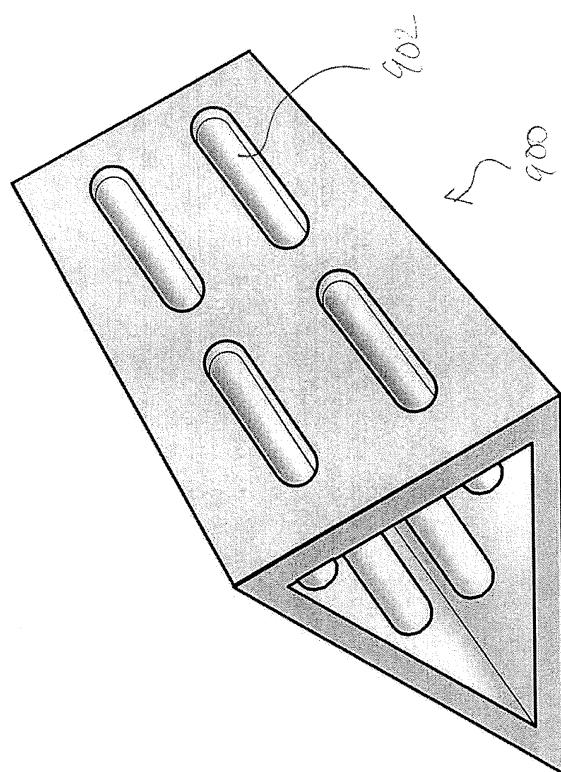
도면8a



도면8b



도면9a



도면9b

