

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6430708号
(P6430708)

(45) 発行日 平成30年11月28日(2018.11.28)

(24) 登録日 平成30年11月9日(2018.11.9)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 F 2/44 (2006.01) A 6 1 F 2/44

請求項の数 15 外国語出願 (全 47 頁)

(21) 出願番号	特願2014-50074 (P2014-50074)	(73) 特許権者	516058229 ハウメディカ オステオニクス コーポレイション Howmedica Osteonics Corp. アメリカ合衆国 ニュージャージー州 07430, マファ, コーポレイトドライブ 325
(22) 出願日	平成26年3月13日(2014.3.13)	(74) 代理人	110001302 特許業務法人北青山インターナショナル
(65) 公開番号	特開2014-180551 (P2014-180551A)	(72) 発明者	ジョン イー. アシュレー アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94063, レッドウッドシティー, ミドルフィールドロード 2684, スイート エイ
(43) 公開日	平成26年9月29日(2014.9.29)		
審査請求日	平成29年3月13日(2017.3.13)		
(31) 優先権主張番号	13/843, 390		
(32) 優先日	平成25年3月15日(2013.3.15)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 リンクされたロック機構を備える調整可能な伸延ケージ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 椎体と第 2 椎体との間に配置される脊椎インプラントにおいて、
第 1 椎体に係合する面を有する少なくとも 1 つの第 1 の部材；
前記第 1 の部材と協働しかつ第 2 椎体に係合する面を有する第 2 の部材；
少なくとも 1 つの第 1 の伸長可能な支持要素と 1 つの第 2 の伸長可能な支持要素であつて、それぞれが、上椎体と下椎体との間でのインプラントの展開を容易にする各々の収縮構成と、前記第 2 の部材から離れるように前記少なくとも 1 つの第 1 の部材を伸長させて、その前記面を前記第 1 椎体に係合させる少なくとも 1 つの各々の伸長構成との間で、独立して伸長可能である第 1 および第 2 の伸長可能な支持要素；および

前記第 1 の伸長可能な支持要素に関連した第 1 の垂直拘束体であつて、前記第 1 の伸長可能な支持要素と前記第 2 の部材との間で協働して、前記少なくとも 1 つの第 1 の部材を前記第 2 の部材から引き離すのに前記第 1 の伸長可能な支持要素に許容された第 1 の最大高さを限定する第 1 の垂直拘束体；および

前記第 2 の伸長可能な支持要素に関連した第 2 の垂直拘束体であつて、前記第 2 の伸長可能な支持要素と前記第 2 の部材との間で協働して、前記少なくとも 1 つの第 1 の部材を前記第 2 の部材から引き離すのに前記第 2 の伸長可能な支持要素に許容された第 2 の最大高さを限定する第 2 の垂直拘束体；を含み、

前記第 1 の最大高さが前記第 2 の最大高さと異なることを特徴とする、脊椎インプラント。

10

20

【請求項 2】

請求項 1 に記載の脊椎インプラントにおいて、前記第 1 および第 2 の伸長可能な支持要素が、共通のアクチュエータによって、前記第 2 の部材を超える、異なる高さまで作動可能であることを特徴とする、脊椎インプラント。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の脊椎インプラントにおいて、前記第 1 および第 2 の伸長可能な支持要素が流体作動可能なピストンを含み、および前記共通のアクチュエータが単一の流体圧力源を含むことを特徴とする、脊椎インプラント。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の脊椎インプラントにおいて、さらに、前記第 1 の部材の前記第 1 および第 2 の伸長可能な支持要素の一方と機械的に係合またはインターロックして、前記第 1 椎体と第 2 椎体との間において前記インプラントを拡張構成でロックするロッキング要素を有するロッキングシステムを含むことを特徴とする、脊椎インプラント。

10

【請求項 5】

請求項 1 に記載の脊椎インプラントにおいて、さらに、前記少なくとも 1 つの第 1 の部材を、前記第 1 および第 2 の伸長可能な支持要素の異なる伸長高さに対応できるようにする手段を含むことを特徴とする、脊椎インプラント。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の脊椎インプラントにおいて、前記少なくとも 1 つの第 1 の部材を異なる伸長高さに対応できるようにする手段が、前記第 1 および第 2 の伸長可能な支持要素の各々に可動式に結合された関節式プレートを含むことを特徴とする、脊椎インプラント。

20

【請求項 7】

請求項 6 に記載の脊椎インプラントにおいて、前記関節式プレートが、球状突起によって前記第 1 および第 2 の伸長可能な支持要素に結合されることを特徴とする、脊椎インプラント。

【請求項 8】

請求項 6 に記載の脊椎インプラントにおいて、前記関節式プレートが、前記第 1 および第 2 の伸長可能な支持要素に多軸式に結合されることを特徴とする、脊椎インプラント。

【請求項 9】

請求項 6 に記載の脊椎インプラントにおいて、前記第 1 および第 2 の垂直拘束体の各々が、前記第 1 および第 2 の伸長可能な支持要素にそれぞれ取り付けられかつ前記第 2 の部材のチャンネルに収容される細長い部材を含み、前記チャンネルが、前記第 1 および第 2 の垂直拘束体の各々が前記第 2 の部材から出ないようにする狭小部分を含むことを特徴とする、脊椎インプラント。

30

【請求項 10】

請求項 5 に記載の脊椎インプラントにおいて、前記少なくとも 1 つの第 1 の部材を異なる伸長高さに対応できるようにする前記手段が、2 つの別個の部材として設けられている前記少なくとも 1 つの第 1 の部材を含み、前記第 1 および第 2 の伸長可能な支持要素の 1 つに 1 つずつ結合されていることを特徴とする、脊椎インプラント。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の脊椎インプラントにおいて、前記第 1 の伸長可能な支持要素が前記第 2 の伸長可能な支持要素の近位に配置され、前記少なくとも 1 つの第 1 の部材の前記 2 つの別個の部材が、前記第 1 の伸長可能な支持要素に結合された近位の第 1 の部材と、前記第 2 の伸長可能な支持要素に結合された遠位の第 1 の部材とを含むことを特徴とする、脊椎インプラント。

40

【請求項 12】

請求項 11 に記載の脊椎インプラントにおいて、前記第 1 および第 2 の伸長可能な支持要素の回転位置を調整することによって、前記近位および遠位の第 1 の部材の各々を複数の伸長構成に位置決めできることを特徴とする、脊椎インプラント。

【請求項 13】

50

請求項 1 2 に記載の脊椎インプラントにおいて、前記第 1 および第 2 の伸長可能な支持要素における所与の回転調整に対して、前記遠位の第 1 の部材が、前記近位の第 1 の部材よりも長い軸方向距離動くことを特徴とする、脊椎インプラント。

【請求項 1 4】

請求項 1 1 に記載の脊椎インプラントにおいて、前記近位および遠位の第 1 の部材の少なくとも 1 つにある、前記第 1 椎体に係合する前記面が、複数の面を含み、前記複数の面のうちの少なくとも 1 つが、前記複数の面の別の 1 つの平面に非平行な平面にあり、前記近位および遠位の第 1 の部材の少なくとも 1 つが複数の椎骨係合面角度を有することを特徴とする、脊椎インプラント。

【請求項 1 5】

請求項 1 1 に記載の脊椎インプラントにおいて、前記第 1 および第 2 の垂直拘束体の各々が、前記第 2 の部材に、前記第 1 および第 2 の伸長可能な支持要素の各々の幅広部分が前記第 2 の部材から出ないようにする部分を含むことを特徴とする、脊椎インプラント。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、脊椎運動関節を安定化させる装置および方法に関する。より具体的には、本発明の分野は、脊椎椎間体 (spinal intervertebral body) の伸延 (distraction) および癒合 (fusion) を高めるために、脊椎すなわち脊柱の 3 次元制御矯正をもたらすように、椎間腔 (intervertebral space) 内でインプラントを拡張構成でロックするように構成されたロッキング要素を備える拡張可能な脊椎インプラントに関する。

【背景技術】

【0002】

従来の脊椎ケージまたはインプラントは、インゲン豆形状の本体を特徴とし、これは、一般に、試験的なインプラントによる経路形成後に、伸延された脊椎の神経孔 (neuroforamen) を通して後方すなわち背側に挿入される。既存の椎間安定化用装置は、重要かつ著しい限界を有する。これらの限界には、終板を拡張および伸延させることができないこと、または装置を適所に固定して、装置と隣接する椎体との間の相対運動を防止することができないことが挙げられる。現在の椎間安定化用装置は、チタン、VICITREX (Victrex USA Inc, 3A Caledon Court; Greenville, SC 29615) 製の PEEK および高性能熱可塑性ポリマー、炭素繊維、または再吸収可能ポリマーで構成された静的スペーサを含む。さらに、現在の椎間スペーサは、椎間前弯を維持せず、および直線的なセグメントまたはさらには後弯セグメントの形成、および「平背症候群」といった臨床的問題の原因となり得る。椎骨終板の分離は、神経要素、特に神経孔のために利用可能な空間すなわち腔を増やす。既存の静的ケージは、神経要素用の空間を確実に改善するわけではない。それゆえ、椎間の後方に神経要素のための空間を提供するか、または少なくとも骨の自然な輪郭を維持してニューラプラキシー (neuropraxia) (神経伸展) または侵される (encroachment) のを回避する脊椎インプラントが必要とされている。

【0003】

従来の椎間安定化装置は、骨と装置の生体材料との間に良好でない境界面を含む。従来の静的な椎間スペーサは、骨と生体材料との間に弱い境界面を形成する。そのようなインプラントの表面は、一般に一連の隆起を備えるか、またはヒドロキシアパタイトが被覆されているが、隆起は、加えられる水平ベクトルすなわち左右方向の運動 (side-to-side motion) と並行し得る。すなわち、インプラント上の隆起またはコーティングは、端板のいずれかの側に加えられる運動に対する摩擦がほとんどない。それゆえ、同種移植片、チタン、およびポリマー製のスペーサにおいて、インプラントと宿主骨との間の動きに起因して、偽関節がよく見られる。

【発明の概要】

10

20

30

40

50

【0004】

本発明は、概して、脊椎円板 (spinal disc) を一部または全摘出後に、上椎骨終板と第2椎骨終板との間へ挿入するための脊椎インプラントに関する。本発明の特徴を供する脊椎インプラントは、隣接する椎体間に簡単に設置できるようにするための収縮構成と、所望の位置に椎骨を支持する拡張構成とを有する。より具体的には、インプラントは、インプラントを拡張構成にロックして、椎骨または関節部を所望の位置に保持する複数の相互係合可能 (inter-engagable) 要素を有する。

【0005】

本発明は、特に、上椎体と下椎体との間に配置するのに好適な脊椎インプラントに関する。脊椎インプラントは、上椎体の端部に係合する第1の部材すなわち上部プレートと、下椎体の端部に係合する第2の部材すなわちベースとを有し、かつ好ましくは椎体を拡張構成に係合する1つ以上の上部端板を備える1つ以上の伸長可能な支持要素を有する。1つ以上の伸長可能な支持要素は、敏感な神経要素を安全に越えて、上椎体と下椎体との間でのインプラントの展開を容易にする第1の収縮構成と、椎体の終板に係合する第2のすなわち伸長構成とを有する。インプラントは、リンクされたロッキング要素を備えるロッキングシステムを有し、これらロッキング要素は、伸長可能な支持要素または第1の部材に機械的に係合またはインターロックして、インプラントを上椎体と下椎体との間において拡張構成でロックする。

【0006】

1つまたは複数の伸長可能な支持要素は、流体圧力、例えば作動液やガスなどを用いて、機械的な力、例えば回転式駆動部材によるねじ接続または他の好適な手段などによる、様々な方法で伸長可能とし得る。流体による変位が好ましい。1つまたは複数の伸長可能な支持要素はシリンダーに配置され、シリンダーは、拡張時に、伸長可能な支持要素を支持および案内する。しかしながら、伸長可能な支持部材は、ロッキングシステムを始動させ、かつ支持部材およびシリンダーにはロック支持部材が取り付けられ得るものの、ロッキングシステムは、伸長可能な支持部材、および支持部材を収容するシリンダーとは別個に分離されている。

【0007】

1つの例示的なシステムでは、本発明の特徴を有する脊椎インプラントは、第1の骨係合面を備える下部圧力印加部材すなわちベースと、ベースと協働する1つ以上の伸長可能な支持部材と、少なくとも1つの伸長可能な部材に結合される第2の骨係合面を備える上部端板などの上部圧力印加部材とを含む。脊椎インプラントは、好ましくは、複数の係合式ロッキング要素を有し、これらロッキング要素は、伸長可能な支持部材または圧力印加部材の1つ以上を伸長構成に独立してロックし、それにより隣接する椎骨間において所望の円板高さをもたらすように構成される。

【0008】

2006年9月26日出願の米国特許出願公開第11/535,432号明細書、および2007年3月28日出願の米国特許出願公開第11/692,800号明細書で説明されているように、本発明の特徴を供する脊椎インプラントまたは選択的な拡張式脊椎ケージ (SEC: selectively expanding spine cage) は、上椎骨終板と下椎骨終板との間の後方すなわち体の背側に、または経孔 (transforaminal) で挿入するのに特に好適である。インプラントは、簡単に展開可能な収縮すなわち非拡張構成を有し、かつこれは、典型的には最大短縮横断寸法が約0.5~約1cmであり、直径約1cmの作業空間を通して、椎弓根 (vertebral pedicles) 間での後方への低侵襲の挿入を可能にする。

【0009】

例示的な一実施形態では、上述したような隣接する椎体間に配置するための脊椎インプラントは、底面に段付き支持面を備える上部ロッキング部材と、上側に、上部ロッキング部材の段付き支持面に係合してインプラントを伸長構成にロックするように構成された段付き支持面を備える下部ロッキング部材とを有する。拡張可能な部材、例えばペローズやピ

10

20

30

40

50

ストンの伸長；または上部圧力印加部材を上昇させるための、他の適切なサイズにされた機構、例えばカムまたはねじなどが、上部ロッキング部材と下部ロッキング部材との間の縦方向の空間を増やす。上部ロッキング部材と下部ロッキング部材との間の回転式のまたは線形の相対運動により、下部ロッキング部材の段付き支持面と上部ロッキング部材の段付き支持面とを再係合させ、より大きく離間した状態でロッキング部材を固定し、それによりインプラントを伸長構成にロックする。

【0010】

ハマグリそっくりの靭帯によって複数の椎骨終板を一方の端部において一緒に保持するため、これら椎骨終板に対してインプラントが拡張するとき、垂直方向の拡張量を調整して、所望の前方/後方矯正角を生じることができる。

10

【0011】

上記で参照した出願に説明されているもののような低侵襲の小型化した挿入具は、非拡張インプラントを後方に挿入し、かつインプラントの内部と連通する液圧または機械的ラインを提供する。挿入具はまた、その後の癒合のために液体またはスラリーの骨移植片材料を椎間腔に連通させるラインを提供し得る。好都合にも、液圧ラインは、ラインが破裂する危険性のない、高い液圧を可能にする小さなサイズのチューブである。

【0012】

液圧システムまたは近位で動作される機械的なシステムによってもたらされる機械効率ゆえに、インプラントのサイズおよび直径は、その非拡張状態において最小にされ、これは、準備された神経孔の直径よりも小さい。それゆえ、インプラントは経孔で挿入でき、および隣接する椎骨の終板間に係合されて、椎間領域を効果的に伸延させ、神経要素用の空間を修復し、運動分節を安定化させ、かつ病的な分節運動をなくす。インプラントは、硬い脊椎分節を生じることによって、脊椎関節固定を高める。

20

【0013】

インプラントは、好ましくは、比較的大量の骨成長の伝導剤または誘導剤を含めるように中空内部を備え、この中空内部は、開口部を通して、隣接する骨に直接連通する。重要なことには、これにより、隣接する骨および軟組織の弱い力(failure forces)よりも大きい固定力を生じる。インプラントを使用して癒合を促す、および/または側弯症、後弯症、およびすべり症などの変形を矯正する。

【0014】

インプラントおよびその挿入方法の臨床的な目標は、神経根への外傷の低侵襲リスクを提供し、痛みを軽減し、機能を向上させ、および癒合手術後の患者の早期可動化を可能にすることである。固定要素が、治癒傾向(癒合または関節固定)を確認するまで、インプラントを所望の位置に維持する。現在のところ、インプラントは、骨内に組み込まれ、およびその役割についての言及は沈静化している。

30

【0015】

それゆえ、本発明の特徴は、インプラントを、約1/2cmの作業空間しかない椎弓根間の後方に挿入してから、その元の挿入サイズの約100%~約200%、典型的には約160%に拡張し、かつその位置にロックして、永久的な脊椎矯正を全範囲にわたって3次元的に厳密に制御してもたらしうことができることである。本発明のこれらのおよび他の利点は、以下の詳細な説明および添付の例示的な図面からより明らかとなる。

40

【0016】

本発明の他の実施形態では、インプラントを、挿入後、骨にしっかりと確実に係合するために、伸長可能なロッキング式骨係合固定装置が提供される。

【0017】

一実装例では、本開示は、第1椎体と第2椎体との間に配置するための、ロック可能で伸長可能な脊椎インプラントに関する。インプラントは：対向する第1椎体および第2椎体にそれぞれ係合するように構成された面をそれぞれ有する第1および第2の骨係合部材；第1の骨係合部材と第2の骨係合部材との間に作用して、収縮構成と伸長構成との間で骨係合部材の伸長を制御する伸長手段；第1および第2の骨係合部材の一方に固定されか

50

つ対向する骨係合部材の方に延在する第1および第2の固定ロック部材であって、離間しておりかつそれぞれ固定ロック面を有する固定ロック部材；第1の骨係合部材と第2の骨係合部材との間に捕捉されて固定ロック部材と協働する第1および第2の可動ロック部材であって、一方の固定ロック部材にある対向する固定ロック面に係合して伸長手段が収縮しないようにするように構成された可動ロック面を有する、可動ロック部材；可動ロック面を固定ロック面に係合するように構成されたロックアクチュエータ；および第1の可動ロック部材と第2の可動ロック部材との間で動作可能に接続され、それらの間の運動を強調させるリンク部材を含む。

【0018】

別の実装例では、本開示は、第1椎体と第2椎体との間に配置するための、ロック可能な伸長可能な脊椎インプラントに関する。インプラントは：対向する第1椎体および第2椎体にそれぞれ係合するように構成された面をそれぞれ有する第1および第2の骨係合部材；一方の骨係合部材に配置され、かつ対向する骨係合部材に配置された嵌合シリンダーと協働する第1および第2のピストンであって、シリンダー内の収縮構成と、シリンダーから延出する伸長構成との間で可動であるピストン；第1および第2のアーチ形の固定ロック部材であって、骨係合部材の1つに装着された固定ロック面をそれぞれ有し、一方のピストンの周りにそれぞれ配置され、対向する骨係合部材の方に伸長する固定ロック部材；固定ロック部材と協働するように一方のシリンダーの周りにそれぞれ形成された第1および第2の可動ロック部材であって、一方の固定ロック部材にある対向する固定ロック面に係合するように構成された可動ロック面を有して、伸長手段が収縮しないようにする、可動ロック部材；少なくとも1つの可動ロック部材に作用して、その可動ロック部材をその関連の固定ロック部材に係合するように付勢させる少なくとも1つの付勢要素；および第1の可動ロック部材と第2の可動ロック部材との間で動作可能に接続され、それらの間の運動を強調させ、かつ他方の可動ロック部材をその関連の固定ロック部材に係合させるリンク部材を含む。

【0019】

さらに別の実装例では、本開示は、第1椎体と第2椎体との間に配置される、ロック可能な伸長可能な脊椎インプラントに関する。インプラントは：対向する第1椎体および第2椎体にそれぞれ係合するように構成された面をそれぞれ有する第1および第2の骨係合部材；一方の骨係合部材に配置され、かつ対向する骨係合部材に配置された嵌合シリンダーと協働する第1および第2のピストンであって、シリンダー内の収縮構成と、シリンダーから延出する伸長構成との間で可動であるピストン；骨係合部材の1つに装着された固定ロック面をそれぞれ有し、一方のピストン内にそれぞれ配置され、対向する骨係合部材の方に伸長する第1および第2のアーチ形の固定ロック部材；固定ロック部材と協働するように一方のシリンダー内にそれぞれ形成された第1および第2の可動ロック部材であって、一方の固定ロック部材にある対向する固定ロック面に係合して、伸長手段を収縮させないようにするように構成された可動ロック面を有する、可動ロック部材；少なくとも1つの可動ロック部材に作用して、その可動ロック部材を、その関連の固定ロック部材に係合するように付勢する少なくとも1つの付勢要素；および第1の可動ロック部材と第2の可動ロック部材との間に動作可能に接続され、それらの間の運動を強調させ、かつ他方の可動ロック部材をその関連の固定ロック部材に係合させるリンク部材を含む。

【0020】

本発明を説明するために、図面に、本発明の1つ以上の実施形態の態様を示す。しかしながら、本発明は、図面に示す正確な配置および手段に限定されないことを理解されたい。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】図1は、本発明の特徴を供する収縮構成にある椎間インプラントの斜視図である。

10

20

30

40

50

【図 2】図 2 は、拡張状態にある、図 1 示すインプラントの斜視図である。

【図 3】図 3 は、図 1 に示すインプラントの分解斜視図である。

【図 4 A】図 4 A は、図 1 に示すインプラントの上面図である。

【図 4 B】図 4 B は、図 4 A に示すインプラントの、線 4 B - 4 B に沿って取った側面断面図である。

【図 5 A】図 5 A は、上部および底面が除去された状態の、図 1 に示すインプラントの下部の斜視図である。

【図 5 B】図 5 B は、図 5 A に示す下部の底面図である。

【図 6 A】図 6 A は、下部が除去された状態の、図 1 に示すインプラントの上部の斜視図である。

10

【図 6 B】図 6 B は、図 3 に示す階段のような下部ロック支持体の拡大斜視図である。

【図 7】図 7 は、図 2 に示すインプラントのロック機構の 1 つの部分的な側面図である。

【図 8 A】図 8 A は、ある拡張構成で示す、図 7 のロック機構の部分的な側面図である。

【図 8 B】図 8 B は、あるロック構成で示す、図 7 のロック機構の部分的な側面図である。

【図 9 A】図 9 A は、別のある拡張構成で示す、図 7 のロック機構の部分的な側面図である。

【図 9 B】図 9 B は、別のあるロック構成で示す、図 7 のロック機構の部分的な側面図である。

20

【図 10 A】図 10 A は、拡張されているがロック解除されたロック機構を示す。

【図 10 B】図 10 B は、拡張されてロックされたロック機構構成を示す。

【図 11 A】図 11 A は、下部ロック支持体およびスプリングロック機構アクチュエータの動作を示す斜視図である。

【図 11 B】図 11 B は、下部ロック支持体およびスプリングロック機構アクチュエータの動作を示す斜視図である。

【図 11 C】図 11 C は、本発明の特徴を供する代替的なロック機構およびロック機構アクチュエータの斜視図である。

【図 12 A】図 12 A は、本発明の特徴を供する代替的な下部ロック支持体設計の斜視図である。

30

【図 12 B】図 12 B は、本発明の特徴を供する代替的な下部ロック支持体設計の斜視図である。

【図 12 C】図 12 C は、本発明の特徴を供する代替的な下部ロック支持体設計の斜視図である。

【図 13 A】図 13 A は、関節式上部端板を有する代替的なインプラントの斜視図である本発明の特徴を供する。

【図 13 B】図 13 B は、関節式上部端板を有する代替的なインプラントの側面図である本発明の特徴を供する。

【図 14 A】図 14 A は、伸長可能ピストン内に下部ロック支持体を有する、本発明の特徴を供するさらに別の代替的なインプラントの分解斜視図である。

40

【図 14 B】図 14 B は、図 14 A に示すインプラントの上面図である。

【図 14 C】図 14 C は、図 14 B に示すインプラントの線 14 C - 14 C に沿って取った側面断面図である。

【図 15】図 15 は、ロック機構が上部端板の中心開口部を囲む、本発明の特徴を有する代替的なインプラント設計の斜視図である。

【図 16】図 16 は、拡張ピストンが中心に配置され、およびロック機構が拡張ピストンの両側に設けられる、本発明の特徴を有する代替的なインプラント設計の斜視図である。

【図 17】図 17 は、インプラントの上部プレートと底部プレートとの間にラチェットお

50

よび爪ロック部材を有する代替的なインプラント設計の単純化した概略図である。

【図 1 8】図 1 8 は、インプラントの上部プレートと底部プレートとの間にラチェットおよび爪ロック部材を有する代替的なインプラント設計の斜視図である。

【図 1 9】図 1 9 は、インプラントの上部プレートと底部プレートとの間にラチェットおよび片持ち梁のばね部材を備えるインプラント設計の断面の斜視図である。

【図 2 0】図 2 0 は、本発明の特徴を供するインプラントの拡張部材を伸長構成にロックする、ある手段を概略的に示す。

【図 2 1】図 2 1 は、本発明の特徴を供するインプラントの拡張部材を伸長構成にロックする、別のある手段を概略的に示す。

【図 2 2】図 2 2 は、本発明の特徴を供するインプラントの拡張部材を伸長構成にロックする、別のある手段を概略的に示す。

【図 2 3】図 2 3 は、本発明の特徴を供するインプラントの拡張部材を伸長構成にロックする、別のある手段を概略的に示す。

【図 2 4】図 2 4 は、本発明の特徴を供するインプラントの拡張部材を伸長構成にロックする、別のある手段を概略的に示す。

【図 2 5】図 2 5 は、本発明の特徴を供するインプラントの拡張部材を伸長構成にロックする、別のある手段を概略的に示す。

【図 2 6】図 2 6 は、本発明の特徴を供するインプラントの拡張部材を伸長構成にロックする、別のある手段を概略的に示す。

【図 2 7】図 2 7 は、本発明の特徴を供するインプラントの拡張部材を伸長構成にロックする、別のある手段を概略的に示す。

【図 2 8】図 2 8 は、本発明の特徴を供するインプラントの拡張部材を伸長構成にロックする、別のある手段を概略的に示す。

【図 2 9】図 2 9 は、本発明の特徴を供するインプラントの拡張部材を伸長構成にロックする、別のある手段を概略的に示す。

【図 3 0】図 3 0 は、ロック機構が直線の上部および下部相互嵌合ロック支持体を有する、本発明の特徴を有するさらに別の代替的なインプラント設計の斜視図である。

【図 3 1 A】図 3 1 A は、ワイヤ形状が一对の上部支持部材を囲み、ワイヤ形状を収容するために溝が構成されている代替的なインプラントロック機構を示す。

【図 3 1 B】図 3 1 B は、ワイヤ形状が一对の上部支持部材を囲み、ワイヤ形状を収容するために溝が構成されている代替的なインプラントロック機構を示す。

【図 3 1 C】図 3 1 C は、ワイヤ形状が一对の上部支持部材を囲み、ワイヤ形状を収容するために溝が構成されている代替的なインプラントロック機構を示す。

【図 3 1 D】図 3 1 D は、ワイヤ形状が一对の上部支持部材を囲み、ワイヤ形状を収容するために溝が構成されている代替的なインプラントロック機構を示す。

【図 3 1 E】図 3 1 E は、ワイヤ形状が一对の上部支持部材を囲み、ワイヤ形状を収容するために溝が構成されている代替的なインプラントロック機構を示す。

【図 3 1 F】図 3 1 F は、ワイヤ形状が一对の上部支持部材を囲み、ワイヤ形状を収容するために溝が構成されている代替的なインプラントロック機構を示す。

【図 3 1 G】図 3 1 G は、ワイヤ形状が一对の上部支持部材を囲み、ワイヤ形状を収容するために溝が構成されている代替的なインプラントロック機構を示す。

【図 3 2 A】図 3 2 A は、ロック式の円錐状の骨係合固定装置を含む、本発明のさらに代替的な実施形態の斜視図である。

【図 3 2 B】図 3 2 B は、ロック式の円錐状の骨係合固定装置を含む、本発明のさらに代替的な実施形態の斜視図である。

【図 3 3 A】図 3 3 A は、代替的な骨係合固定装置を示す斜視図である。

【図 3 3 B】図 3 3 B は、代替的な骨係合固定装置を示す斜視図である。

【図 3 3 C】図 3 3 C は、代替的な骨係合固定装置を示す斜視図である。

【図 3 4 A】図 3 4 A は、ロック式のねじ骨係合固定装置を含む本発明の別の代替的な実施形態の斜視的な断面図である。

10

20

30

40

50

【図34B】図34Bは、ロック式のねじ骨係合固定装置を含む本発明の別の代替的な実施形態の斜視的な断面図である。

【図35A】図35Aは、ロック式のテレスコーピング骨係合面を含む本発明のさらに別の実施形態の斜視図である。

【図35B】図35Bは、ロック式のテレスコーピング骨係合面を含む本発明のさらに別の実施形態の斜視図である。

【図36A】図36Aは、つぶれた構成を示す、本発明の別の例示的な実施形態の断面図である。

【図36B】図36Bは、拡張構成を示す、本発明の別の例示的な実施形態の断面図である。

【図36C】図36Cは、拡張状態で示す、図36Bの実施形態の後方からの斜視図である。

【図37A】図37Aは、つぶれた構成を示す、本発明のさらに例示的な実施形態による押し上げ機構の端面図である。

【図37B】図37Bは、拡張構成を示す、本発明のさらに例示的な実施形態による押し上げ機構の端面図である。

【図38A】図38A、つぶれた構成を示す、図37Aおよび図37Bの押し上げ機構を用いる本発明の別の実施形態の断面の端面図である。

【図38B】図38Bは、拡張構成を示す、図37Aおよび図37Bの押し上げ機構を用いる本発明の別の実施形態の断面の端面図である。

【図39A】図39Aは、上部プレートを除去した状態の、図38Aに示す実施形態の上面図である。

【図39B】図39Bは、上部プレートを除去した状態の、図38Bに示す実施形態の上面図である。

【図40】図40は、図38Bに示す実施形態の前方からの斜視図である。

【図41】図41は、拡張構成で示す、本発明のさらに別の例示的な実施形態の後方からの斜視図である。

【図42】図42は、図41の実施形態の押し上げ機構の斜視図である。

【図43A】図43Aは、つぶれた構成を示す、図41の実施形態の断面図である。

【図43B】図43Bは、拡張構成を示す、図41の実施形態の断面図である。

【図44】図44は、本発明の別の実施形態の分解斜視図である。

【図45A】図45Aは、本発明の別の実施形態の部分的な下方からの斜視図である。

【図45B】図45Bは、図45Aに示す実施形態の部分的な上面図である。

【図46A】図46Aは、本発明の別の実施形態の分解斜視図である。

【図46B】図46Bは、つぶれた構成を示す、図46Aに示す実施形態の上方からの斜視図である。

【図46C】図46Cは、拡張構成を示す、図46Aに示す実施形態の上方からの斜視図である。

【図47】図47は、本発明の別の実施形態の分解斜視図である。

【図48】図48は、本発明の別の実施形態の分解斜視図である。

【図49】図49は、本発明の別の実施形態の分解斜視図である。

【図50A】図50Aは、つぶれた構成にある、関節式上部プレートを有する代替的なインプラント設計の側面図である。

【図50B】図50Bは、拡張構成にある、図50Aに示すインプラントの側面図である。

【図50C】図50Cは、図50Bに示すインプラントの上面図である。

【図50D】図50Dは、図50Cに示すインプラントの線50Dに沿って取った側面断面図である。

【図51A】図51Aは、つぶれた構成にある、関節式上部プレートを有する代替的なインプラントの側面図である。

10

20

30

40

50

【図 5 1 B】図 5 1 B は、拡張構成にある、図 5 1 A に示すインプラントの側面図である。

【図 5 2 A】図 5 2 A は、つぶれた構成にある、2 つの別個の上部プレートを有する、本発明の特徴を供する代替的なインプラントの側面図である。

【図 5 2 B】図 5 2 B は、わずかに拡張した構成にある、図 5 2 A に示すインプラントの側面図である。

【図 5 2 C】図 5 2 C は、より拡張した構成にある、図 5 2 B に示すインプラントの側面図である。

【図 5 2 D】図 5 2 D は、完全に拡張した構成にある、図 5 2 C に示すインプラントの側面図である。

【図 5 2 E】図 5 2 E は、図 5 2 D に示すインプラントの上面図である。

【図 5 2 F】図 5 2 F は、図 5 2 E に示すインプラントのハウジング 1 1 1 の線 5 2 F に沿って取った側面断面図である。

【図 5 3】図 5 3 は、完全に拡張した構成にある、2 つの別個の上部プレートを有する代替的なインプラント設計の側面図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

図 1 ~ 1 0 B は、本発明の特徴を有する、椎間インプラント 1 0、選択的に拡張可能なケージ (SEC: Selectively Expanding Cage) の例を示す。インプラント 1 0 は、一般的に、ハウジング 1 1、ハウジングベース 1 2、インターロック上部端板 1 3、底部端板 1 4、ハウジング 1 1 内の内部キャビティ 1 5、および一対のシリンダー 1 6 を含む。上部および底部端板は、インプラントの骨係合部材であり、患者の体内に配置されると、インプラントの上下で椎骨に係合する面を提供する。上部端板 1 3 の底面には上部ロック支持体 1 7 が取り付けられるため、固定ロック部材を形成し、かつ逆さにした階段そっくりの段が付いた、多段式の下部支持面 1 8 を有する。直立した階段そっくりの段が付いた、多段式の上部支持面 2 1 を有する下部ロック支持体 2 0 が、シリンダー 1 6 を取り囲む。多段付き支持面は、ロック支持体のロッキング面を形成する。上部端板 1 3 の下面にピストン 2 2 が固定される。シリンダー 1 6 内にシール部材 2 3 が摺動式に配置され、かつこれらシール部材はピストン 2 2 に装着される。底部端板 1 4 の上面 2 4 には、スプリングロッキングアクチュエータ 2 6 を部分的に収容するロッキングアクチュエータチャンネル 2 5 を備える。ハウジング 1 1 のベース 1 2 はアーチ形スロット 2 7 を有し、これらスロットは、下部ロック支持体 2 0 の依存要素 2 8 すなわちロッキングアクチュエータ伝達要素を摺動式に収容しかつスプリングロッキングアクチュエータ 2 6 を部分的に収容するように構成されている。依存要素 2 8 は、スプリングロッキングアクチュエータ 2 6 の前方端部 3 0 に係合する。スプリングロッキングアクチュエータ 2 6 は、最初は圧縮構成にあり、上部端板 1 3 および取り付けられた上部ロック支持体 1 7 が伸長すると、下部ロック支持体 2 0 が、付勢されたスプリングロッキングアクチュエータ 2 6 によって加えられた力に起因してシリンダー 1 6 の周りで回転し、それゆえ可動ロック部材を形成するようになっている。これにより、下部ロック支持体 2 0 のロック支持面 2 1 を上部ロック支持体の支持面 1 8 に係合させ、上部端板 1 3 を伸長構成においてロックする。上部ロック支持体 1 7 の支持面 1 8 および下部ロック支持体 2 0 の支持面 2 1 は複数段列状に形成されているため、インプラント 1 0 は、いくつかの異なる拡張高さにロックできる。上部ロック支持体 1 7 の底面の段付き支持面 1 8 は、上方向に蹴上げの高さ (位置合わせ面 4 6) が高くなり、ピストン拡張の最後近くでは拡張する増分が小さくなり得る。それに加えてまたはその代わりに、下部ロック支持体 2 0 の段付き支持面 2 1 は、同じ理由から、上方向に蹴上げの高さが低くなり得る。上部ロック支持体 1 7 または下部ロック支持体 2 0 の様々な蹴上げの高さを提供できる。上部ロック支持体 1 7 の最下の段付き支持面 1 8 および下部ロック支持体 2 0 の最上の段付き支持面 2 1 は、様々な長さおよび幅を備え、より良好に確実に支持し得る。

【0023】

図 2 から分かるように、この実施形態では、上部端板 1 3 には 2 組の上部ロック支持体 1 7 が取り付けられ、かつ 2 組の下部ロック支持体 2 0 があるが、単一の組または 3 組以上の上部および下部ロック支持体を使用して、インプラント 1 0 を拡張状態にロックできる。同様に、例えば、図 2 には、本発明の実施形態において伸長手段の一例を提供するシリンダー 1 6 およびピストン 2 2 を示す。本明細書では、本発明の代替的な実施形態と関連して、伸長手段の他の例を下記で説明する。

【 0 0 2 4 】

インプラント 1 0 は、脊椎の対向する椎体間に移植されて、それら椎体間での骨癒合を促進するように構成される。インプラント 1 0 は、図 1 にはそのつぶれたすなわち収縮構成で示してあり、および図 2 にはその拡張構成の一例を示している。つぶれた状態では、インプラント 1 0 は、切開を最小にしかつ組織の切除を最少にして、容易に椎間体腔に挿入できる。その腔すなわち空間に配置したら、インプラント 1 0 は、2 つの対向する椎体に対して拡張して、それらを伸延でき、それにより、椎間腔の高さを元に戻す。これにより、両椎体に対してインプラント 1 0 を安定的に向い合った状態にし、かつ骨癒合プロセスを最適にする。癒合プロセスはまた、体内への挿入前および / または後に、内部キャビティ 1 5 を、自己骨移植片、骨成長を可能にする基質、および / または骨成長刺激物質で満たすことによって、促進することができる。

【 0 0 2 5 】

図 3、図 4 A および図 4 B に、インプラント 1 0 の個々の部分のさらなる詳細を示す。上部端板 1 3 の底面にはピストン 2 2 が取り付けられ、これらピストンは、ハウジング 1 1 に配置されたシリンダー 1 6 内に入っているシール部材 2 3 を支持するように構成されている。下記でより詳細に説明するように、シリンダー 1 6 が加圧されると、シリンダー 1 6 内に入っているシール 2 3 およびシール内に摺動式に配置されるピストン 2 2 が、垂直に変位され、上部端板 1 3 を垂直に、ハウジング 1 1 の上方へ移動させる。下部ロック支持体 2 0 は、シリンダー 1 6 の外壁の周りに配置される。上部端板 1 3 が垂直に変位されると、これに、取り付けられた上部ロック支持体 1 7 が変位され、下部ロック支持体が、付勢されたロッキングアクチュエータ 2 6 によってロック位置へ回転される。底部プレート 1 4 の上面にあるアーチ形ロッキングアクチュエータチャンネル 2 5 およびハウジングベース 1 2 にあるアーチ形スロット 2 7 は、ロッキングアクチュエータ 2 6 をハウジング 1 1 に閉じ込める。

【 0 0 2 6 】

ハウジング 1 1 の追加的な詳細を図 5 A および図 5 B に示す。ハウジング 1 1 は、外壁 3 1 と、ハウジングベース 1 2 に固定されるシリンダー 1 6 とを含む。外壁 3 1 は、遠位端部の前端ノーズ 3 2 と、近位端部の送達用ボス 3 3 とを支持する。前端ノーズ 3 2 は、内側に向けられた側部先細面 3 4 と、上部先細面 3 5 と、底部先細面 3 6 とを有する。これらの先細面 3 4、3 5 および 3 6 によって、神経要素を越えての椎体間へのインプラント 1 0 の非外傷性挿入を可能にする。送達用ボス 3 3 は、椎骨腔 (v e r t e b r a l s p a c e) に挿入するための送達具 (図示せず) へのインプラント 1 0 のしっかりとした取り付けを可能にする送達具固定装置 3 7 を含み、これは、2 0 0 6 年 9 月 2 6 日出願の米国特許出願公開第 1 1 / 5 3 5 , 4 3 2 号明細書、および 2 0 0 7 年 3 月 2 8 日出願の米国特許出願公開第 1 1 / 6 9 2 , 8 0 0 号明細書に示されている。送達用ボス 3 3 はまた、シリンダー 1 6 の内部に加圧流体を送給するために使用される圧力入力ポート 3 8 を含む。ハウジング 1 1 の外壁 3 1 にはまた側面開口部 4 0 が形成されており、この開口部は、ハウジング 1 1 の中心キャビティ 1 5 への骨内部成長のためのスペーサを提供し、かつ骨内部成長プロセスを放射線撮像するための放射線透過性の開口部を提供する。ハウジングベース 1 2 はまた、圧力入力ポート 3 8 からシリンダー 1 6 の内部へ加圧流体を送給する圧力チャンネル 4 1 を含む。インプラント 1 0 のハウジングベース 1 2 は、各シリンダー 1 6 用の独立した圧力チャンネル 4 1 として示すが、他の実施形態は、加圧流体を 2 つ以上のシリンダー 1 6 に送給する 1 つ以上の分岐圧力チャンネルを含み得る。前述したように、ハウジングベース 1 2 はまた、ロッキングアクチュエータ 2 6 を保持して案内する口

10

20

30

40

50

ッキングアクチュエータスロット 27 を有する。ロッキングアクチュエータスロット 27 は、幅広の部分である、ロッキングアクチュエータ開口部 42 を含み、ハウジングベース 12 のロッキングアクチュエータスロット 27 によって画成されたチャンネルに、および底部端板 14 のロッキングアクチュエータチャンネル 25 に、ロッキングアクチュエータ 26 を挿入できるようにする。ハウジングベース 12 はまた、任意選択的な位置合わせ用ボス 19 を有し、底部端板 14 を任意選択的な位置合わせ孔 9 によってハウジング 11 に位置合わせする。

【 0027 】

図 6 A および図 6 B は、上部端板 13 および下部ロック支持体 20 をさらに詳細に示す。2 組のピストン 22 および上部ロック支持体 17 は、接続部材またはストラット 44 によって接合されている。ピストン 22 はシール用ボス 45 を有し、その上にシール 23 が装着される。上部ロック支持体 17 は、段列状下部支持面 18 および蹴上げまたは位置合わせ面 46 を有する。上部ロック支持体 17 の段列状すなわち段付きの支持面 18 は、下部ロック支持体 20 の段付きすなわち段列状の支持面 21 に係合する。上部ロック支持体の位置合わせ面 46 は、下部ロック支持体 20 の位置合わせ面 47 に係合するように構成される。下部ロック支持体 20 の最上の支持面は、上部ロック支持体の最下の位置合わせ面 46 に係合するロック支持ストップ 50 を有し、下部ロック支持体 20 が上部ロック支持体 17 と係合する際に回転しすぎないようにする。下部ロック支持体 20 の底部はまた、スプリングロッキングアクチュエータ 26 の前方端部 30 に係合するロッキングアクチュエータ伝達要素 28 を有し、ロッキングアクチュエータ 26 から下部ロック支持体 20 へ作動力を伝達する。

【 0028 】

図 7 ~ 10 B は、ハウジング 11 が除去された状態で、インプラント 10 の選択的に拡張するロッキング順序の詳細を示す。図 7 に、上部ロック支持体 17 の支持面 18 が下部ロック支持体 20 の支持面 21 に載置された状態の、つぶれた構成を示す。ロッキングアクチュエータ 26 はばねなどの付勢要素であり、依存要素またはロッキングアクチュエータ伝達要素 28 に係合して、ロック支持体の位置合わせ面をそれらが接触する方向に進める。それゆえ、例示的な一実施形態では、下部ロック支持体 20 の位置合わせ面 47 は、上部ロック支持体 17 の位置合わせ面 46 に接触せざるを得ない。ロック支持ストップ 50 は、上部端板 13 の下部ロックストップレリーフ 52 (図 6 A に最もよく示す) に収まる。シリンダー 16 が加圧されると、ピストン 22 は、上部端板 13 および取り付けられた上部ロック支持体 17 を上昇させ (直線矢印)、上部ロック支持体 17 の支持面 18 を支持面 21 から離れるように動かし、および下部位置合わせ面 46 を、上部位置合わせ面 47 を過ぎるように動かす。上部ロック支持体 17 の位置合わせ面 46 が下部ロック支持体 20 の位置合わせ面 47 を通過したら、ロッキングアクチュエータ伝達要素 28 を係合するロッキングアクチュエータ 26 (この実施形態では、圧縮されたコイルばね) が、下部ロック支持体 20 を回転させる (図 8 B および図 9 B の曲線の矢印)。下部ロック支持体 20 の位置合わせ面 47 が上部ロック支持体 17 の次のレベルの位置合わせ面 46 に係合するまで、回転する下部ロック支持体 20 の支持面 21 は、上昇した上部ロック支持体 17 の次に低いレベルの支持面 18 に動く。次いで、下部ロック支持体 20 および上部ロック支持体 17 は、この拡張したレベルにおいて上部端板 13 をロックする。図 10 B に示すようにトップレベル (またはその間のどこか) に達するまで、各ロッキングレベルでこのプロセス自体を繰り返す (図 8 A、図 8 B、図 9 A、図 9 B および図 10 A)。このトップレベルにおいて、ロッキングアクチュエータ 26 は、ロッキングアクチュエータ伝達要素 28 に係合し、および下部ロック支持体 20 は、上部ロック支持体 17 の最下の位置合わせ面 46 が下部ロック支持体 20 の最上の支持面 21 のロック支持ストップ 50 に係合するように、回転される。この最も高いロックレベルでは、上部ロック支持体 17 の最も低い支持面 18 および最も高い支持面 21 のみが係合されて、全てのロック支持をもたらす。図 10 A および図 10 B から分かるように、上部ロック支持体 17 の最も低い支持面 18 および下部ロック支持体 20 の最も高い支持面 21 は、他の支持面よりも幅広に

10

20

30

40

50

して、これら2つの面のみが係合されるときに十分な支持材料を提供できるようにする。

【0029】

図11Aおよび図11Bは、ロッキングアクチュエータ26の動作を示す。この実施形態では、スプリングロッキングアクチュエータ26は、下部ロック支持体20の下側で円弧状に圧縮される。スプリングロッキングアクチュエータ26の一方の端部がハウジング11によって拘束され(図示せず)、および、他方の端部がロッキングアクチュエータ伝達要素28に係合されている。上部ロック支持体17の下部位置合わせ面46は、ピストン22の伸長によって、下部ロック支持体20の上部位置合わせ面47の上方へ上昇され、ロッキングアクチュエータ26は、ロッキングアクチュエータ伝達要素28を押し、かつ上から見たときに下部ロック支持体20を時計回りの方向(矢印)に回転させる。こ

10

【0030】

図11Cに、代替的なロッキングアクチュエータ26cをねじりばねとして示す。このロッキングアクチュエータ26cは、下部ロック支持体20に固定された抑制タブ53と、ハウジング11に固定された抑制タブ54とを有する。図11Cのねじりばねも、図11Aおよび図11Bに示す圧縮ばねと同様に、下部ロック支持体20に力を加えて回転さ

20

【0031】

図12A~12Cは、上述の下部ロック支持体20の変形例を示す。図12Aでは、3組式のロック支持体20aを示し、上述の2組ではなく、3組の上部支持面21a、上部位置合わせ面47aおよびロック支持ストップ50aがある。この3組式の下部ロック支持体20aは、2組の設計を上回る2つの利点を有する。1)インプラント10を拡張状態にロッキングする、2本ではなく3本の支柱があり、それにより、ロックをより安定的に行えること、および2)3組式の下部ロック支持体20aは、各ロッキングレベルにおいて動く必要がある量すなわち回転量はるかに少ないことである。この最後の利点は、各段において必要なロック力を得るためにばねにかかる負担が少ないため、ロッキングアクチュエータがスプリングロッキングアクチュエータ26などのばねであるときに、顕著である。各下部ロック支柱は、対応する上部ロック支柱(図示せず)を有する。上部支持面21および下部支持面18は、2組または3組の面に限定されない。単一の組を含め、

30

40

【0032】

図12Bは、相互組合せ用下部ロック支持体20bを示す。相互組合せ用ロック支持体20b上の、相互組合せ用上部支持面21bの各々は、相互組合せ用ストップ50bと対にされ、このストップは、上部ロック支持体の適合する相互組合せ用支持面およびストップ(図示せず)と対にされたとき、相互組合せ用支持面21bが上部ロック支持体の相互組合せ用支持面に対して動かないようにし、相互組合せ用下部支持面を相互組合せ用ストップ50bの上方へ最初に上昇させることなく、インプラントのロックを解除する。この設計は、ロッキング特徴を高める。上部位置合わせ面47bも提供される。

【0033】

一般的に、下部支持面18および上部支持面21は水平であり、ロックされたインプラ

50

ントにおける垂直支持を最大にする。しかしながら、図 1 2 C に示すロック支持体 2 0 c は、水平に対してスロープを有する傾斜支持面 2 1 c を設けることによってロック特徴を高めており、このスロープは、適合する上部ロック支持体の傾斜下部支持面（図示せず）を傾斜上部支持面 2 1 c より上方に上昇させてから、上部ロック支持体を回転させてインプラントをロック解除できるようにする必要がある。

【 0 0 3 4 】

図 1 2 A および図 1 2 C は、様々な長さのロッキングアクチュエータ伝達要素または依存要素 2 8 を示す。ロッキングアクチュエータ伝達要素 2 8 は、ロッキングアクチュエータ伝達要素 2 8 とロッキングアクチュエータスロット 2 7 との間でどの程度の係合が望まれるかに依存して、長さが異なり得る。ロッキングアクチュエータ伝達要素 2 8 は、下部 10
ロック支持体 2 0 をハウジング 1 1 のロッキングアクチュエータスロット 2 7 に垂直に拘束する 1 つ以上の伝達要素タブ 2 9 a および 2 9 c を含む。上述の幅広のロッキングアクチュエータ開口部 4 2（図 5 B 参照）は、ロッキングアクチュエータ伝達要素 2 8 がロッキングアクチュエータ開口部 4 2 と位置合わせされる回転位置において、伝達要素タブ 2 9 a および 2 9 c を備えるロッキングアクチュエータ伝達要素 2 8 をハウジングベース 1 2 のロッキングアクチュエータスロット 2 7 に挿入できるようにする。他の回転位置では、伝達要素タブは、狭小なロッキングアクチュエータスロット 2 7 の側面の外側延長部によって拘束される。このように、ロッキングアクチュエータ伝達要素 2 8 は、ロッキング 20
アクチュエータ 2 6 から下部ロック支持体 2 0 へ力を伝達する機能と、下部ロック支持体 2 0 をハウジング 1 1 に拘束する機能との双方を提供する。この最後の機能は、上部ロック支持体 1 7 がピストン 2 2 によって上昇されるときに、付勢されたスプリングロッキングアクチュエータ 2 6 によって生じる下部位置合わせ面 4 6 と上部位置合わせ面 4 7 との間の摩擦力が、上部ロック支持体 1 7 と共に下部ロック支持体 2 0 を上昇させないようにする。

【 0 0 3 5 】

ロッキングアクチュエータ伝達要素 2 8 の代替例として、図 1 2 B に示す実施形態は、ロッキングアクチュエータ案内チャネル 8 0 を示す。このロッキングアクチュエータ案内チャネル 8 0 は、ロッキングアクチュエータ 2 6 から下部ロック支持体 2 0 まで作動力を伝達する引張部材（図示せず）を係合する。引張部材は、例えばポリマーや天然材料から 30
作製された縫合糸、金属ケーブル、プラスチックまたは金属棒など任意の数の公知の要素とし得る。

【 0 0 3 6 】

図 1 3 A および図 1 3 B は、本発明の特徴を供するインプラント 1 1 0 の代替的な設計を示す。インプラント 1 1 0 は、遠位ピストン 1 2 2 a および近位ピストン 1 2 2 b の独立した作動を有する。2 つのピストン 1 2 2 a および 1 2 2 b は関節式上部端板 1 1 3 によって相互接続され、それにより、インプラント 1 1 0 の各側の独立した上昇およびロッキングを可能にする。インプラント 1 1 0 の両端部のこの独立した上昇およびロッキングにより、インプラントを、椎間終板間において不均一な側方すなわち外側高さを有する椎間終板に一致させることができる。さらに、この独立した上昇およびロッキングは、イン 40
プラント 1 1 0 を使用して、椎骨終板間に様々な側方高さを生じるようにでき、これは、脊椎の側弯を補償するのに有用とし得る。

【 0 0 3 7 】

インプラント 1 1 0 は、内部に配置された代替的な送達具固定装置 1 6 0 と、代替的な圧力入力ポート 1 3 7 を有するハウジング 1 1 1 を有する。本発明の範囲から逸脱せずに、様々な固定装置設計または圧力ポートを、現在の装置の任意の実施形態と使用できる。このハウジング 1 1 1 にはロックおよびロック解除アクセスポート 1 3 8 も配置される。これらのポートを使用して、ロックおよびロック解除機構（図示せず）を案内する。これら機構は、インプラント 1 1 0 の外部から操作されて、下部ロック支持体 1 2 0 を作動でき、上部ロック支持体 1 1 7 の下側で動かしてピストン 1 2 2 b および関節式端板 1 1 3 を拡張位置に保持するだけでなく、下部ロック支持体 1 2 0 を上部ロック支持体 1 1 7 か 50

ら離れるように動かして、ピストン 1 2 2 b および関節式端板 1 1 3 がつぶれてハウジング 1 1 1 の方に戻ることができるようにする。この最後の動作は、椎間腔からインプラント 1 1 0 を除去するまたは椎間腔内でインプラントの位置を変えるために望ましいとし得る。様々なロック/ロック解除機構を、限定されるものではないが、例えば、縫合糸および金属ケーブルを含む引張部材、金属またはポリマー棒などの圧縮部材、加圧流体、回転駆動要素、超弾性形状記憶要素などの本発明と使用できる。

【 0 0 3 8 】

図 1 4 A ~ 1 4 C は、本発明の特徴を供するさらに別の代替的なインプラント 2 1 0 を示す。インプラント 2 1 0 は境界上部プレート 2 1 3 を有し、この境界上部プレートは、境界上部プレート 2 1 3 上のピストン捕捉プレート 2 7 0 と、回転ピストン 2 2 2 a、b 上のピストンヘッド 2 7 1 とを介して、別個のかつ自由に回転するピストン 2 2 2 につながっている。回転ピストン 2 2 2 a、b はまた、内部に、支持面 2 1 8 および位置合わせ面 2 4 6 を備える上部ロック支持体 2 1 7 を含む。回転ピストン 2 2 2 a、b にはシール 2 2 3 が装着され、およびシール 2 2 3 および回転ピストン 2 2 2 a、b は、ハウジング 2 1 1 に配置された内部シリンダー 2 1 6 に嵌る。内部シリンダー 2 1 6 は、支持面 2 2 1 および位置合わせ面 2 4 7 を備える下部ロック支持体 2 2 0 と、下部保持形体 2 7 3 とを有する。ハウジング 2 1 1 はまた、1 つ以上の圧力入力ポート 2 3 8 を含む。

【 0 0 3 9 】

使用時、インプラント 2 1 0 は、つぶれた状態で椎間体腔に挿入されて、流体圧力が 1 つまたは複数の圧力入力ポート 2 3 8 を通って 1 つまたは複数の内部シリンダー 2 1 6 まで届けられ、1 つまたは複数の内部シリンダーから 1 つまたは複数のシール 2 2 3 および 1 つまたは複数の回転ピストン 2 2 2 a、b を上昇させ、それにより、境界上部プレート 2 1 3 を上昇させ、かつインプラント 2 1 0 を拡張させる。上部ロック支持体 2 1 7 の下部位置合わせ面 2 4 6 が下部ロック支持体 2 2 0 の上部位置合わせ面 2 4 7 を通過するように回転ピストン 2 2 2 a、b が上昇したら、アクチュエータ（図示せず）が回転ピストン 2 2 2 a、b を回転させ、上部ロック支持体 2 1 7 の下部支持面 2 1 8 が下部ロック支持体 2 2 0 の上部支持面 2 2 1 の上方に動いて、それによりインプラント 2 1 0 を拡張構成にロックする。アクチュエータは縫合糸またはケーブルなどの 1 つ以上の引張部材とし、これらは、使用者からインプラント 2 1 0 に、境界上部プレート 2 1 3 上のロックおよびロック解除アクセスポート 2 3 8 を通ってピストンヘッド 2 7 1 にまで延在し得る。ピストンが伸長構成にあるときに 1 つ以上の引張部材に張力をかけることによりピストンヘッド 2 7 1 を回転させて、上部ロック支持体 2 1 7 の支持面 2 1 8 が下部ロック支持体 2 2 0 の支持面 2 2 1 の上方まで動かされ、それによりインプラント 2 1 0 をロックするようにする。インプラント 2 1 0 を拡張構成にロックするために張力を加えることの代わりにまたはそれに加えて、1 つ以上の引張部材に張力を加えることによりピストンヘッド 2 7 1 を回転させ、下部支持面 2 1 8 を上部支持面 2 2 1 から離れるように動かし、それにより、インプラント 2 1 0 をロック解除し、かつ回転ピストン 2 2 2 a、b が内部シリンダー 2 1 6 まで戻ってそれに載置できるようにして、インプラント 2 1 0 が再度つぶれた構成になるようにする。

【 0 0 4 0 】

図 1 5 は、前の実施形態と同様のハウジング 3 1 1、上部端板 3 1 3 およびピストン 3 2 2 を有する、本発明の特徴を供する代替的なインプラント設計 3 1 0 を示す。このインプラント 3 1 0 は、インプラントの中心部分内に上部ロック支持体 3 1 7 および下部ロック支持体 3 2 0 を有する。上部ロック支持体 3 1 7 は上部端板 3 1 3 に固定され、および下部ロック支持体 3 2 0 は、ベース 3 1 4 に固定され、かつ前の実施形態でのように、上述したような依存要素（図示せず）によって動かされる。

【 0 0 4 1 】

図 1 6 は、前の実施形態と同様のハウジング 4 1 1、上部端板 4 1 3 および中心に配置されたピストン 4 2 2 を有する、本発明の特徴を供する代替的なインプラント設計 4 1 0 を示す。このインプラント 4 1 0 は、中心に配置されたシリンダー 4 1 6 およびピストン

10

20

30

40

50

4 2 2 の遠位および近位に、上部ロック支持体 4 1 7 および下部ロック支持体 4 2 0 を有する。上部ロック支持体 4 1 7 は上部端板 4 1 3 に固定され、および下部ロック支持体 4 2 0 は、ベース 4 1 2 に固定され、および前の実施形態でのように、上述したような依存要素（図示せず）を介して動かされる。

【 0 0 4 2 】

図 1 7 は、一対のピストン 5 2 2 を有し、かつベース 5 1 2 にラチェット 5 2 1 と、上部端板 5 1 3 に旋回可能に装着されかつそれに従属する爪 5 1 7 とを含むロック支持システムを有する、別の代替的なインプラント 5 1 0 を示す。ピストン 5 2 2 が拡張することによって、爪 5 1 7 の自由端部 5 1 8 をラチェット 5 2 1 の凹部 5 2 0 に係合させ、上部端板 5 1 3 を伸長構成にロックする。

10

【 0 0 4 3 】

図 1 8 は、図 1 7 に示すものと同様の別の代替的なインプラント設計 6 1 0 を示す。この実施形態では、爪 6 1 7 の自由端部は複数の歯 6 1 8 を有し、爪 6 1 7 とラチェット 6 2 1 とをより効果的に接触させ、インプラント 6 1 0 をロックする。

【 0 0 4 4 】

図 1 9 は、本発明の特徴を供するインプラント 7 1 0 を示す断面の実施形態である。この実施形態では、ピストン 7 2 2 は、支持面 7 1 8 で終端する少なくとも 1 つの片持ち梁延長部を有する上部ロック支持体 7 1 7 によって囲まれている。支持面 7 1 8 は、ハウジング 7 1 1 の内壁に配置される凹状の支持面 7 2 1 によって捕捉される。ピストン 7 2 2 が上向きに拡張されると、上部ロック支持体 7 1 7 の支持面 7 1 8 が凹状支持面 7 2 1 に係合し、インプラント 7 1 0 を適所にロックする。上部ロック支持体 7 1 7 は、ピストン 7 2 2 およびハウジング 7 1 1 に対して回転でき、支持面 7 2 1 から支持面 7 1 8 を係合解除して、インプラント 7 1 0 をロック解除し、かつ必要に応じてピストン 7 2 2 を下げる。あるいは、上部ロック支持拘束体 7 7 5 を上部ロック支持体 7 1 7 に対して回転させ、片持ち梁延長部を押圧しかつ支持面 7 2 1 から支持面 7 1 8 を係合解除することによって、インプラント 7 1 0 をロック解除できる。

20

【 0 0 4 5 】

図 2 0 A ~ 3 1 は、伸長構成にあるピストンなどの、伸長可能部材をロックするための様々な好適な手段を示す。図 2 0 A、図 2 0 B、図 2 1 A、図 2 1 B、および図 2 2 ~ 3 1 は、下部ロック支持体および上部ロック支持体の変形例を示す。これらの変形例の各々において、下部ロック支持体には、上部ロック支持体の支持面に係合する支持面がある。

30

【 0 0 4 6 】

図 2 0 A および図 2 0 B では、支持面 8 1 8 は、上部ロック支持体 8 1 7 に設けられた溝を含む。下部ロック支持体 8 2 0 は U 字形のトングであり、上部ロック支持体 8 1 7 の方へ前進させ（図 2 0 A に矢印で示すように）、かつ上部支持面 8 2 1 で溝の 1 つに係合してインプラント（これらの図には示さず）をロックするように構成されている。下部ロック支持体 8 2 0 は、溝から引かれて（図 2 0 B に矢印で示すように）、下部ロック支持体を係合解除してインプラントをロック解除する。

【 0 0 4 7 】

図 2 1 A に示す変形例では、下部ロック支持体 9 2 0 は、上部ロッククリアランス開口部 9 7 0 を備えるプレートであり、上部ロッククリアランス開口部は、シリンダー状の平坦面にされた上部ロック支持体 9 1 7 を下部ロック支持体 9 2 0 に通過させることができる（矢印）ような形状にされている。図 2 1 B に示すように、下部ロック支持体 9 2 0 が所望の箇所に位置決めされたら、約 9 0 °（矢印）回転させて、下部ロック支持体 9 2 0 の支持面を上部ロック支持体 9 1 7 の支持面 9 1 8 と係合させることができる。上部ロック支持体 9 1 7、および下部ロック支持体 9 2 0 の合わせ上部ロッククリアランス開口部 9 7 0 の形状は、図 2 1 A および図 2 1 B に示すプロファイルに限定されないし、ロック動作は、要素のうちの 1 つの 9 0 ° の回転に限定されず、任意の数の形状に変えることができ、それにより、1 つの構成において通過させることができるが、要素のうちの 1 つが別の構成に動くと、拘束できるようにする。

40

50

【0048】

図22では、上部ロック支持体1017は、刻み目が切り込まれた支持面1018を生じているシリンダーである。下部ロック支持体1020は、上部支持面1021用の爪1071を備える旋回ピン1070である。図示の構成では、支持面は、矢印1072で示すように付勢されて、インプラントの拡張可能部材によって上部ロック支持体1017を上昇できるようにし、かつ上部ロック支持体が落下しないようにしている。これにより、上部ロック支持体1017の後続の支持面1018が下部ロック支持体1020の支持面1021に係合するときに、各レベルで装置をロックできる。本発明の特徴を有するこの変形例では、上部ロック支持体1017はまた、下部ロック支持体1020の旋回ピン1070を上部ロック支持体1017から離れるように動かすことによって下げることができ、支持面1021を支持面1018から係合解除する。

10

【0049】

図23は、下部ロック支持体1120が、上部ロック支持体1117に配置された支持面1118に係合する(矢印)ように構成されたピンである、本発明の特徴を有するさらに別の実施形態を示す。下部ロック支持体1120は、この図面に示すように、上部ロック支持体1117の厚み全体に係合する必要はなく、支持面1118は、上部ロック支持体1117の厚み全体を通して延在する必要はなく、むしろ、インプラントを適所にロックするのに十分な、上部ロック支持体1117の任意の部分に係合できる。この実施形態はまた、様々な形状のピン1120および適合する支持面1118を可能にする。

【0050】

20

図24では、下部ロック支持体1220は、2つの旋回顎1270を備えるグリップであり、その端部は支持面1221を有する。上部ロック支持体1217は、支持面1218を有する一連の刻み目を有する。圧縮ばねなどのロックアクチュエータ(図示せず)は、グリップベース延長部1273に力を加え(矢印1272で示すように)、装置をロックできる。本発明の特徴を有するこの変形例は、上部ロック支持体1217を上方に動かすが、その下方の動きを防止できる。上部ロック支持体1217の下方への運動は、グリップベース延長部1273に加える力を逆にするによって、可能にできる。

【0051】

本発明の特徴を供するロックシステムの全てが、上部ロック支持体の支持面を下部ロック支持体の支持面の上部に直接係合させる必要があるわけではない。図25~32に示すように、摩擦支持により装置をロックできる。

30

【0052】

図25では、上部ロック支持体1317は、支持面1318のような1つ以上の平面を有する。下部ロック支持体1320は、支持面1318に係合しかつ荷重(矢印)を支持する支持面1321を有する1つ以上の旋回する爪を有する。

【0053】

図26では、上部ロック支持体1417は外部支持面1418を有し、この外部支持面は、巻き付けられた下部ロック支持体1420の内径上で支持面1421によって把持される。この下部ロック支持体1420はねじりばねとしてもよく、その自由状態では上部ロック支持体1417を把持し、かつ図示の通り1つ以上のその端部1470に力(矢印)が加えられると上部ロック支持体を解放して、ばねの内径を大きくする。その自由状態において、下部ロック支持体1420が内径内での上部ロック支持体1417の運動を可能にする、逆のことが可能である。端部1470に張力が加えられて内径を小さくすると、下部ロック支持体は上部ロック支持体1417の支持面1418を把持して、インプラントをロックする。

40

【0054】

図27Aおよび図27Bは、傾斜ワッシャータイプの装置として説明できる別の変形例を示す。下部ロック支持体1520は、図27Aに示すように、上部ロック支持体1517の相対運動を可能にする上部ロッククリアランス開口部1570を備えるプレートである。下部ロック支持体1520を図27Bに示すように傾斜させると、上部ロッククリア

50

ランス開口部 1570 の縁部は上部支持面 1521 を含み、この上部支持面が、上部ロック支持体 1517 の外表面である下部支持面 1518 に係合し、上部ロック支持体を下部ロック支持体 1520 に対してロックする。

【0055】

図 28 に、本発明の把持式ロックのさらに別の変形例を示す。この変形例では、下部ロック支持体 1620 は、支持面 1621 を有する 1 つ以上の顎を含み、これらは、上部ロック支持体 1617 の支持面 1618 に押し付けられて摩擦を生じ、装置を適所にロックするように構成されている。

【0056】

図 29 は、上記で詳述したようなピボットおよび爪を含む下部ロック支持体 1720 を示す。爪の端部は、上部ロック支持体 1717 の下部支持面 1718 に係合する上部支持面 1721 を含む。この実施形態では、上部ロック支持体 1717 は、拡張要素（図示せず）によって反時計回りに回転する。次に、この回転はピストン 1722 を上昇させ、それによりインプラントを拡張する。このように、上部ロック支持体 1717 は押し上げ機構に組み込まれ、下部ロック支持体 1720 に係合し、かつインプラントが拡張するとそれをロックする。

【0057】

図 30 は、上部ロック部材 1817 および下部ロック部材 1820 が、前の実施形態のアーチ形状ではなく直線形状を有することを除いて、図 1 に示すものと同様の、さらに別の代替的なインプラント 1810 を示す。インプラント 1810 は、一般的に、ハウジング 1811、上部プレート 1813、底部プレート 1814、ピストン 1822 およびシリンダー 1816 を有する。上部ロック部材 1817 は支持面 1818 を有し、および下部ロック部材 1820 は支持面 1821 を有する。インプラント 1810 はロックングアクチュエータ（図示せず）を有する。

【0058】

図 31A ~ 31G は、支持面 1918 を有する溝 1970 を備える上部ロック部材 1917 と、ロック面 1921 を備える下部ロック部材 1920 とを有する、本発明の特徴を供する別のインプラント 1910 を示す。下部ロック部材 1920 は、両上部ロック部材 1917 の外部を取り囲むワイヤ形状であり、かつ、溝 1970 内に載置されるように構成される。ロックングアクチュエータ（図示せず）によって下部ロック部材 1920 を拡張させることによって（図 31B の矢印）、下部ロック部材 1920 が溝 1970 から抜き出るようにし、かつインプラントの拡張によって上部ロック部材 1917 を上昇させることができる。下部ロック部材 1920 のこの拡張の解放によって（図 31A の矢印）、下部ロック部材 1920 は、溝 1970 に戻って載置され、インプラント 1910 をロックする。

【0059】

図 31G は、支持面 1918a を有する溝 1970a を備える上部ロック部材 1917a と、ロック面 1921a を備える下部ロック部材 1920a とを有する、本発明の特徴を供する代替的なインプラント 1910a の詳細を示す。下部ロック部材 1920a は、両上部ロック部材 1917a の外部を取り囲むワイヤ形状であり、かつ、溝 1970a 内に載置されるように構成される。支持面 1918a は、インプラント 1910a をロックする上部ロック部材 1917a に圧縮力または下向き力（白抜き矢印）があるときに、支持面 1921a 上でロックする。上部ロック部材 1917a の押し上げ力または伸長（中実の矢印）により、下部ロック部材 1920a が溝 1970a から外されて係合解除面 1919a 上に乗り、それによりインプラント 1910a の拡張を伴った上部ロック部材 1917a の上昇が可能となる。

【0060】

本発明のさらなる態様では、上述のようなピストン/シリンダーおよびロック配置構成を使用して、伸長可能な骨固定装置（bone anchor）を展開し得る。例えば、図 32A および図 32B に示すような円錐状の骨係合固定装置 60 を備えるインプラ

10

20

30

40

50

ント10Aは、インプラント10に関連して上述しかつ例えば図2、図3および図4Bで示したようなピストン22およびシリンダー16を備えて構成し得る。インプラント10Aは、前述のようなハウジング11を有し、かつ骨成長刺激物質用の内部キャビティ15などの他の前述の特徴を含み得る。しかしながら、この実施形態では、上部インターロック端板13の代わりに、2つのピストン22は円錐状の骨係合固定装置60で個々に終端する。鋭い先端62を含む骨係合固定装置は、椎体に係合する表面を形成する。

【0061】

図32Aに示すように、骨係合固定装置60は、ハウジング11内で収縮構成にあり、インプラント10Aの挿入を容易にする。前述のような液圧作動を使用することにより、骨係合固定装置60は、図32Bに示すような伸長構成に動かされ、ここでは、少なくとも先端62がハウジング11を越えて延在し、骨に係合して固定する。骨係合固定装置を確実に骨にしっかりと係合したままとするために、インプラント10に関連し前述しかつ例えば図6A~12Cに示したような多段式の上部および下部ロック支持体17、20を含むロッキング機構が、各固定装置60を伸長構成に支持するために設けられる。この配置では、伸長しかつロックされた固定装置60は、インプラントを適所に保つのを助ける。

【0062】

本発明による骨係合固定装置には、図33A~Cに示すような様々な代替形態が可能である。例えば、図33Aのインプラント10Bは、スパイク60Aおよびブレード60Bとして形成された骨係合固定装置を含む。ブレード60Bは、展開後の、挿入経路に沿った動きを防止するのに、特に効果的とし得る。この場合、ブレード60Bの長さ部分は、矢印Aで示す方向に位置合わせされる。これは、移植方向(矢印B)に実質的に直交し、かつ、その方向に動かないようにする。図33Bに示すインプラント10Fは、考えられる別の変形例を含む。この実施形態では、骨係合固定装置は、かかりの付いたスパイク60Cとして形成される。スパイクのシャフトに沿ったかかり61は、固定装置の軸に沿ってインプラントから離れるように組織を動かす傾向のある力に抵抗する(下記で説明するねじ固定装置もこの力に抵抗するが)。またインプラント10Fには、側方に向けられた組織を固定する側方骨係合固定装置63が含まれる。図示の実施形態では、側方固定装置63は普通のスパイク60Aを含む。側方固定装置63は、構成要素が図示の通り側方に向けられていることを除いて、同じように形成され、かつ本出願の他の箇所でも説明されるものと同じ構成要素、すなわちピストン、シリンダー、ロッキング機構などを備える。この側方の実施形態において骨固定装置部品に支持をもたらすために、ハウジング11は、内部キャビティ15を2つの部分に分割する中心部材11Aを含む。インプラント10Bおよび10Fの構成では、ピストン22の上部はまた、固定部材が骨内に十分に受け入れられると、骨係合面となり得る。図33Cは、ハウジング11から直角ではなく斜めに延出する固定装置65を含む、さらに代替的なインプラント10Gを示す。この斜めの配置は、左右への回転力(例えば患者/脊椎が側部の方に湾曲するとき)および拡張力に抵抗するのに役立つ。またしても、斜めに延出する固定装置65は、本質的には、斜め向きであることを除いて、本明細書で説明する他の骨係合固定装置と同一である。ここで、上部端板66には、スパイクが通過するための孔68が設けられている。概して、本発明の実施形態による骨係合固定装置は、ピストンの直径サイズに対して比較的小さな終端部(例えば、先端62)を有する必要があり、作動液によって生じたピストンに加わる力は、固定装置の小さな終端部では比例的にはるかに大きな力となり、硬い骨組織に延在するその能力を高める。また、当業者には、本明細書で説明した骨係合要素、例えばスパイク、ブレード、かかりなどの様々な特徴は、本出願の図面に示す例示的な組み合わせに加えて、任意の所望の組み合わせに組み合わせ得ることを理解されたい。

【0063】

図34Aおよび図34Bに示す別の代替的な実施形態では、インプラント10Cは、骨係合固定装置としてねじ部材64を含む。インプラント10Cはまた、さらなる代替形態を示し、ここでは、固定装置のような骨係合面がインプラントの両側から延出している。

この例示的な実施形態では、インターロック端板 13 は、一体型の上部端板 66 に置き換えられる。ねじ部材 64 が通過するための孔 68 が設けられる。当業者は、必要に応じて孔 68 を配置すること；図示の実施形態では、一方を上部端板 66 におよび他方を底部端板 14 に配置することを理解する。

【0064】

ねじ部材 64 は、骨係合固定装置として、ピストン 22 から外側に延出する。ピストンが伸長しているときにねじ固定装置を骨内へ回転させるために、ハウジング 11 の内壁はねじ表面 70 を備え、これは、対応するねじ山 71 とかみ合い、ピストン 22 と協働する。前述の通り、シール 23 は、ピストン 22 とシリンダー 16 との間で作用し、作動液が漏れないようにする。前の実施形態で説明したように作動液がシリンダー内で加圧されると、ピストンは伸長するだけでなく、ねじ表面 70 とねじ山 71 との係合によって円運動で駆動される。それゆえ、ねじ部材 64 は、インプラントを固定させるように伸長されると、隣接する骨に入る。

10

【0065】

またしても、前述のおよび例えば図 6A ~ 12C に示すようなロッキング機構は、骨係合固定装置が骨から係合解除されないように用いられ得る。図 34A および図 34B の断面図では、ピストンおよびシリンダーの外側の周りがある上部および下部ロック支持体 17、20 が見える。あるいは、ねじ部の深さおよびピッチに依存して、別個のロッキング機構を使用する必要がないこともある。当業者が理解するように、ねじ山の構成のみで、固定装置を後退しないようにするのに十分とし得る。

20

【0066】

図 35A および図 35B は、本発明のさらなる態様を示し、ここでは、説明したようなロッキング機構を用いて、テレスコーピング骨係合面を適所に固定する。本明細書では、テレスコーピングは、ベースと骨係合部材との間に少なくとも 1 つの中間部材を含む、入れ子状態になった伸長可能部材を指す。

【0067】

初めに図 35A を参照すると、インプラント 10D は、実質的に平面的な骨係合部材 72 を有する。それゆえ、骨係合部材 72 は、インプラント 10 の骨係合部材と同様であるが、その代わりに、インターロック端板 13 を用いずに個別に作動される。ピストン/シリンダーの配置はまた、その前述のものと同様であるが、ここでは、上部ピストン 74 が中間ピストン 80 に収容される。同様に、ピストン 22 に関して前述したように、中間ピストンはシリンダー 16 に収容される。上部ピストン 74 は、上部ピストンシール 76 によって中間ピストンの中間シリンダー 78 に対して封止される（図 35B 参照）。

30

【0068】

テレスコーピング骨係合部材 72 は、先に述べた実施形態と同様の方法で、上部ピストン用の上部ロックセット 82 を追加して、ロッキング機構によって固定される。中間ピストン 80 は、前述のような上部ロック支持体 17 および下部ロック支持体 20 によって支持される。上部ロックセット 82 は上部および下部ロック支持体 84、86 を含む。それゆえ、上部ピストン 74 は、上部ロックセットの上部ロック支持体 84 に固定される。上部ロックセットの下部ロック支持体 86 は、下部ロックセットの下部ロック支持体 20 の上部に装着される。先に述べた実施形態と異なる 1 つのことは、上部ロックセットは、アクチュエータ 26 によって下部ロックセットと共に回転し得るため、別個のスプリングアクチュエータ 26 が必要ないことである。

40

【0069】

図 35B に示すようなインプラント 10E は、上部骨係合面 88 の平面部分が、中心にある円錐状固定装置 90 に有効な環状である、さらなる変形例を含む。骨係合固定装置を含む本発明の実施形態の利点は、液圧ラインのインプラントへの比較的小さな接続を使用して、比較的高い力で、固定装置をインプラントの長軸（すなわち、挿入軸）から側方に延在させる能力を含む。これは、より大きな工具または非液圧式伸展力で硬い骨組織内へと固定装置を伸展させるための、インプラントに対しより大きなアクセスまたはより大き

50

な接続を必要とする他の方法に勝る利点である。

【0070】

前述の本発明の実施形態は、底部端板から離れるように上部端板を上昇させるために使用された機構として、加圧流体によって拡張されたシリンダー16およびピストン22を含んだが、本発明の実施形態は、そのような押し上げ機構のみに限定されない。図36A～Cでは、一对のペローズ92が前述のピストンおよびシリンダーの対の代わりとなるインプラント10Fを含む、本発明の代替的な実施形態を示す。ペローズ92の一方の端部はハウジング11に、および他方の端部は上部端板13に取り付けられる。圧力入力ポート38を経由して加えられた加圧流体は、ペローズオリフィス94を通過してペローズ92内に向けられ、ペローズを拡張させる。拡張するペローズは、上部端板13をハウジング11から離れさせ、および下部ロック支持体20は回転されて、前述したように装置を拡張構成にロックする。ペローズ92は、任意の生体適合性材料、例えば316シリーズのステンレス鋼、チタンまたはチタン合金、コバルトクロム合金、または移植可能なポリマー材料で作製できる。ペローズは、図36A～Cに示すようなアコーディオンのような折り畳み式構成としてもよいし、または、つぶれた構成でハウジングおよびロック支持体内に嵌ることができ、かつハウジング11から所望の量離れるように上部端板13を上昇させるために、加圧されると十分に拡張する任意の他の規則的なまたは不規則な構成としてもよい。下部ロック支持体20および上部ロック支持体17は、ペローズ92を拘束する幾何学的形状を提供し、それにより、不規則なペローズ構成を使用可能にする。図36Aおよび図36Bに示すようなペローズの配置では、上昇量は、シリンダーおよびピストン

10

20

【0071】

他の例示的な実施形態は、拡張させるために加圧流体を使用することに依存しない。例えば、図37Aおよび図37Bは、代替的な回転式のカム押し上げ機構93を示す。カム押し上げ機構93は、実質的に湾曲したカム面95および実質的に平坦な上面97を備えるカム96と、回転シャフト98と、シャフト支持体99とを含む。カム96は回転シャフト98に取り付けられ、およびシャフト98は、シャフト支持体99によって支持されかつその内部で回転する。この機構を使用するインプラント10G(図40)では、シャフト支持体99はハウジング11内に固定され、およびシャフト98の回転(湾曲矢印によって示す)によって、湾曲したカム面95を上部端板13の底部に対して回転させ、かつ図38A～38B、図39A～39Bおよび図40に示すように、上部端板13をハウジング11から離れるように動かす。カム96の形状は、可能な押し上げ量と、カムの回転量に対する相対押し上げ量との双方を決定する。カムは、図面に示すような90度の回転に限定されない。本発明の範囲から逸脱せずに、10度から355度まで任意の量で回転される任意の形状のカムが可能である。シャフトの回転は、下記で詳細に説明するように、いくつかの手段によって成し遂げることができる。インプラント10G用の下部および上部ロック支持体20および17と共に、押し上げ機構としてカム押し上げ機構93を使用することによって、押し上げ機構は初期のつり上げ荷重のみを支持することが可能になり、およびロック支持体によって担われるインプラント10Gへの繰り返しの長期の支持荷重を支持する必要はない。カム96は、上部端板13を支持するために、例示的な実施形態に示すような実質的に平坦な上面97を必要としないが、そのような表面は、外科医に回転シャフト98の回転終点を提供する。

30

40

【0072】

別の代替的な実施形態は、図41、図43Aおよび図43Bに示すインプラント10Hである。インプラント10Hは、図42に示すような回転式ねじ押し上げ機構193を使用する。この機構は、シャフト98と、シャフト支持体99と、シャフト98に取り付けられたウォーム歯車170と、シャフト98の一方の端部にシャフト入力端部178とを含む。機構はまた、押し上げねじ172を含み、このねじは、下部押し上げねじ山174および伝達歯車176および支持用ボス186を有する。シャフト入力端部178を介してトルクを加えることで、シャフト98を回転させ、それにより、取り付けられたウォー

50

ム歯車 170 を回転させる。ウォーム歯車 170 は押し上げねじ 172 上の伝達歯車 176 を回転させる。押し上げねじ 172 は、その支持用ボス 186 によってハウジング 11 内に収容され、このボスは、ハウジングベアリング 188 に載置される。押し上げねじ 172 の回転により、下部押し上げねじ山 174 から上部押し上げナット 180 上の上部押し上げねじ山 182 へ力を伝達する。上部押し上げナット 180 は上部端板 13 に取り付けられるため、シャフト入力端部 178 の回転によって、上部端板 13 をハウジング 11 から離れるように上昇させる。ウォーム歯車 170 および適合する伝達歯車 176 と、下部押し上げねじ山 174 および適合する上部押し上げねじ山 182 との相対的なピッチは、回転およびトルクの量に対する所望量の上昇を達成するために変更できる。トルクは、限定されるものではないが、電気モータ、空気式または液圧式タービン、またはアクチュエータの手動回転を含む、当業者に周知の任意の手段によって適用できる。シャフト入力端部 178 は六角形のポストとして示すが、限定されるものではないが、正方形または星形のポスト、正方形、星形または六角形のソケット、または鍵付きシャフトなど、本発明の範囲から逸脱せずに、任意の代替的な入力端部を使用できる。

10

【0073】

図 44 に示すように、インプラント 10 I の代替的な実施形態は、下部ロック支持体 20 A と 20 B を接続するリンク要素 202 を含む。リンク要素 202 は、下部ロック支持体 20 A および 20 B の動作と強調する。ロッキングアクチュエータ 26 が、先行作動する下部ロック支持体 20 A を作動させると、リンク要素 202 が次いで、追従する下部ロック支持体 20 B を作動させる。この実施形態では、インプラント 10 I は単一のロッキングアクチュエータ 26 のみを必要とするが、必要に応じて、より大きな作動力のためには上述のような複数のロッキングアクチュエータ（例えば、図 3 参照）を用いてもよい。追従する下部ロック支持体 20 B を作動させることに加えて、リンク要素 202 は、先行作動する上部ロック支持体 17 A および追従する上部ロック支持体 17 B の双方の位置合わせ面 46 が、それぞれ、先行作動する下部ロック支持体 20 A および追従するロック支持体 20 B の双方の位置合わせ面 47 を通過するまで、先行作動する下部ロック支持体 20 A が作動しないようにする。このように、リンク要素 202 は、下部ロック支持体 20 A および 20 B を確実に強調して作動させ、インプラント 10 I が両側において常に同じ高さで確実にロックするようにする。これは、脊椎に配置される、インプラントの均一な拡張が望まれる特定のインプラントには、好都合とし得る。

20

30

【0074】

上述のように均一に拡張させるために、リンク要素 202 によって複数の下部ロック支持体、例えば支持体 20 A および 20 B をリンクすることは、支持要素の数の増加、より大きい支持ベース、およびシリンダーおよびピストン対の数の増加に起因する拡張力の増大ゆえに、同様のサイズの単一のロック支持体 20、および単一のシリンダー 16 およびピストン 22 を備えるインプラントよりも、好都合とし得る。単一のロック支持体のサイズの増大は、幅が大きいことで低侵襲手術において移植する能力を制限するため、依然として不利である。本発明の実施形態は、例えば、図 44 に示すような下部ロック支持体 20 A および 20 B の対だけに限定されない。むしろ、ロッキングアクチュエータ 26 を備える、任意の数の組のシリンダー 16、ピストン 22、上部ロック支持体 17、および下部ロック支持体 20、および適切な数のリンク要素 202 が可能である。

40

【0075】

図 44 に示す実施形態に関して、リンク要素 202 は、下部ロック支持体 20 A、B の取付溝 204 に嵌るように構成される。あるいは、リンク要素 202 は、下部ロック支持体 20 A、B の外径に載置されるように構成し得る。リンク要素 202 はまた、図 45 A ~ B に示すように、下部ロック支持体 20 A、B の下側に延びるように構成できる。図 44 のインプラント 10 I に関して、下部ロック支持体 20 A および 20 B の双方は、作動されると同じ方向に回転する。図 45 A ~ B に示す代替的なインプラントの要素は、反対方向の回転で作動させる下部ロック支持体 20 を含む。リンク要素 202 は、ハウジング 11 のリンクチャンネル 210 を通って下部ロック支持体 20 間に案内さ

50

れる(図45B)。リンク要素202は、チャンネルカバー208によってリンクチャンネル210内に拘束される。リンク要素202は、リンクピン206によって下部ロック支持体20に接続される。

【0076】

リンク要素は、以下を含む任意の様々な移植可能材料から作製できる：チタンワイヤ、チタンケーブル、ステンレス鋼ワイヤまたはケーブル、ニチノールワイヤ、絹、ポリエステル、ポリプロピレン、ePTFE、またはUHPPEなどの任意の方式の縫合材料からの編組のまたはモノフィラメントの縫合系。先行作動する下部ロック支持体20Aから追従する下部ロック支持体20Bへ作動力を伝達するのに十分な引張強度、ならびにリンクチャンネル210に従うおよび/またはロック支持体20の周りを回るのに十分な可撓性を有する移植可能材料を使用し得る。リンク要素202は、当業界で実施される公知のいくつかの方法で下部ロック支持体20に取り付けることができ、その選択は、リンク要素材料および下部ロック支持体材料などの要因に依存する。好適な技術は、レーザ溶接、抵抗溶接、接着結合、クレンジング、クランプによる取り付け、ピン、またはねじを含むか、または開口部を通して、結び目で固定される。

【0077】

ここで図46A、BおよびCを参照すると、追加的な特徴、ロック解除用つなぎ綱212を備えるインプラント10Jを示す。ロック解除用つなぎ綱212は、取付溝204において追従する下部ロック支持体20Bに取り付けられる。ロック解除用つなぎ綱212は、リンク要素202と反対方向に取り付けられ、およびリンク要素202を取り付けるために上述の任意の方法で取り付けることができる。ロック解除用つなぎ綱212の近位端部214は、ロック解除ポート216を通してインプラント10Jのハウジング11から出る。近位端部214を外部の力または機構(図示せず)によって作動できる。インプラント10Jから離れるように平行移動させるためにロック解除用つなぎ綱212の近位端部214を作動させることによって、追従する下部ロック支持体20Bを回転させ、それにより、リンク要素202に張力をかけかつそれを平行移動させて、先行作動する下部ロック支持体20Aを回転させる。このように、ロック解除用つなぎ綱212を使用してインプラント10Jをロック解除できるため、インプラントは、より低いまたはその元の高さまでつぶれることができる。図46Bでは、インプラント10Jはつぶれ、およびロック解除用つなぎ綱212は、ロック解除ポート216から最大距離に延在する。図46Cは、上部プレート13がハウジング11の上方で十分に拡張されてロックされた状態の、同じインプラント10Jを示す。ロック解除用つなぎ綱212は、下部ロック支持体20がロック位置に回転されるにつれインプラント10Jに引き込まれたため、短縮されている。ロック解除用つなぎ綱212に張力をかけるまたは引っ張ることにより、下部ロック支持体20をロック解除し、かつ上部プレート13がハウジング11に戻るようにつぶれることができる。インプラント10Jをロック解除しかつつぶす能力は、生体内で拡張させた後に、装置の位置を変えるまたは装置を交換する必要がある場合、装置を配置する医師にとって非常に好都合とし得る。

【0078】

ここで図47を参照すると、ハウジング11のシリンダー16内に配置された下部ロック支持体20を備えるインプラント10Kの別の実施形態を示す。この実施形態では、リンク要素202は、圧縮荷重ならびに引張荷重を伝達できる固形の棒である。ロックアクチュエータ26は、先行作動する下部ロック支持体20Aを回転させ、それにより、リンク要素202を押し、今度はリンク要素202が、追従する下部ロック支持体20Bを押し回させる。下部ロック支持体20Aおよび20Bは、ピストン22内に配置される上部ロック支持体17に係合する(図14Cに図示)。追従する下部ロック支持体20Bが回転することによって、ロック解除ポート38を通してロック解除用つなぎ綱212をハウジング11に引き入れる。プロセスを逆にしてインプラント10Kをロック解除するために、ロック解除用つなぎ綱212は、ハウジング11から離れるように張力がかけられ得る。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 9 】

上述のような引張要素および圧縮要素の使用は、装置の制御式のロッキングおよびロック解除を強調させる唯一の手段ではない。図 4 8 には、スレッドギヤ 2 2 6 A および 2 2 6 B を使用して、下部ロック支持体 2 0 のロックおよびロック解除の双方を行うため、リンクおよびロック解除複合要素を形成するインプラント 1 0 L の代替的な実施形態を示す。スレッドギヤ 2 2 6 A および 2 2 6 B は、ハウジングのベースに含まれるシャフト 2 2 4 に装着される。シャフト 2 2 4 の近位端部は、ロッキングポート 2 2 2 から突出し得るまたはそれに載置し得る鍵付き頭部 2 2 8 を有する。外部ツール（図示せず）を鍵付き頭部 2 2 8 とインターフェースさせて、いずれかの方向に回転させる。鍵付き頭部 2 2 8 を回転させることにより、次に、シャフト 2 2 4 およびスレッドギヤ 2 2 6 A および 2 2 6 B を回転させる。スレッドギヤ 2 2 6 A および 2 2 6 B は、歯車付きの底面 2 2 0 によって下部ロック支持体 2 0 に力を伝達する。図 4 8 に示す実施形態では、スレッドギヤ 2 2 6 A は、スレッドギヤ 2 2 6 B の反対側に向けられる。これにより、シャフト 2 2 4 を回転させ、下部ロック支持体 2 0 を互いに対して反対方向に回転させることができる。当業者には、下部ロック支持体 2 0 を同じ方向に回転させることが望ましい場合には、スレッドギヤ 2 2 6 A および 2 2 6 B を同じ方向に向けることができることが明らかである。いずれにしても、下部ロック支持体 2 0 をロッキング方向に回転させるためにシャフト 2 2 4 を一方向に回転でき、および下部ロック支持体 2 0 をロック解除方向に回転させるためにシャフト 2 2 4 を反対方向に回転できる。

10

【 0 0 8 0 】

本明細書で説明したようなロック解除用つなぎ綱は、限定されるものではないが、関節式グリップ間のロック解除用つなぎ綱、コレットまたは分割リングクランプ (s p l i t r i n g c l a m p) を把持すること、ロック解除用つなぎ綱を張力ワイヤまたは棒にクリンピングし、使用後にロック解除用つなぎ綱を切断して係合解除すること、ロック解除用つなぎ綱の近位端部 2 1 4 (図 4 6 A) に磁石を装着し、その磁石を、棒の張力ワイヤに取り付けられた番い磁石に係合すること、雌または雄ねじを近位端部 2 1 4 またはロック解除用つなぎ綱に追加して、張力棒またはワイヤの端部の番いねじに係合すること、または体の外部の点までずっと、張力をかけるために連続的なロック解除用つなぎ綱を設けてから、使用後にインプラント付近でロック解除用つなぎ綱を切断して係合解除することを含む、任意の数の手段によって、係合して張力をかけることができる。あるいは、当業者には、ロック解除用つなぎ綱は、下部ロック支持体 2 0 A および B をロック解除方向に回転させかつ十分な荷重を送達するように構成される限り、張力をかけるのではなく、押されたときに座屈せずに、押すことができるまたは圧縮できることが明らかである。

20

30

【 0 0 8 1 】

図 4 9 は、押すことが可能なロック解除用つなぎ綱 2 1 2 a を備えるインプラント 1 0 M の代替的な実施形態を示す。この実施形態では、ロック解除用つなぎ綱 2 1 2 a は、ロック解除用つなぎ綱 2 1 2 a を近位下部ロック支持体 2 0 B の方に前進させるとき、近位下部ロック支持体 2 0 B を係合してロック解除方向に回転させる。リンク 2 0 2 がその回転を、追従する下部ロック支持体 2 0 B から先行作動する下部ロック支持体 2 0 A に伝達する。リンク 2 0 2 は、下部ロック支持体 2 0 A および 2 0 B の受けスロット 2 3 2 に延在する係合ピン 2 3 0 を含み、リンク 2 0 2 の側方運動を下部ロック支持体 2 0 A および 2 0 B の回転に伝達する。ほぼ同じような方法で、ロック解除用つなぎ綱 2 1 2 a は、追従する下部ロック支持体 2 0 B の受けスロット（図示せず）に延在する係合ピン（図示せず）を含み、ロック解除用つなぎ綱 2 1 2 a に加えられた側方圧縮力を下部ロック支持体 2 0 B の回転に伝達する。これは、ロック解除用つなぎ綱 2 1 2 a を下部ロック支持体 2 0 に取り付けるまたは係合させる方法の 1 つにすぎず、本明細書で前述した、リンク 2 0 2 を下部ロック支持体 2 0 に取り付けるまたは係合させる多数の方法を、つなぎ綱 2 1 2 a を取り付けるまたは係合させるためにも使用できる。

40

【 0 0 8 2 】

ロック解除用つなぎ綱 2 1 2 a を押してインプラント 1 0 M をロック解除する 1 つの利

50

点は、ロック解除用つなぎ綱の係合方法が単純化されることである。インプラント10Mをロック解除するために押されるロック解除用つなぎ綱212aは、インプラント10M内に含まれることができ、および押し棒(図示せず)を、ロック解除ポート216を通してインプラント10Mの方に方向付けて、ロック解除用つなぎ綱212aを作動させ、かつインプラント10Mをロック解除してつぶすことができる。これは、ロック解除用つなぎ綱212aに張力がかけられてインプラント10Mをロック解除するときに必要なとされる、ロック解除用つなぎ綱212aの取り付けの必要性をなくす。

【0083】

図50A~Dは、本発明の特徴を供するインプラント10Nの代替的な実施形態を示す。図13Aおよび図13Bに示すインプラント110と同様に、インプラント10Nの上部端板113は、遠位ピストン122Aおよび近位ピストン122Bに対して関節接合する。関節式上部プレート113の端部は球状突起2001Aおよび2001Bを有し、これら突起は、2つのピストン122Aおよび122Bの合わせポケット2002Aおよび2002B内に含まれる。球状突起2001Aおよび2001B上におよびピストン122Aおよび122B内に分割リング2006Aおよび2006Bが配置されて、関節式上部プレート113をピストンに対して垂直方向に拘束する。この幾何学的形状は、図13A~Bに示すインプラント110のように、長軸(図50Cの線50Cに沿って延びる軸)に沿った上部プレート113の関節接合を提供するだけでなく、左右方向(side-to-side direction)の関節接合も提供し、これは、椎間腔にインプラントを一致させるのに有利である。それゆえ、関節式上部プレート113は、ピストン122Aおよび122Bに対して多軸に可動式に結合され、プレート113を少なくとも2つの軸の周りで関節接合できるようにする。

【0084】

同様に図50Dに、遠位ピストン122Aおよび近位ピストン122Bに取り付けられた細長い部材を含み得る垂直拘束体2003Aおよび2003Bを示す。これら2つの拘束体2003Aおよび2003Bは、ハウジング111のチャンネル2004Aおよび2004B内に嵌る拡大頭部を有する。チャンネル2004Aおよび2004Bの上部は、垂直拘束体2003Aおよび2003Bの拡大頭部がハウジング111から出ないようにする狭小部分2005Aおよび2005Bを有する。このように、これら垂直拘束体2003Aおよび2003Bは、ハウジング111に対するピストン122Aおよび122Bの最大垂直運動を制限する。

【0085】

図51A~Bは、別の代替的な実施形態を示す。図51A~Bは、図13A、図14A~C、および図49に示す実施形態の特徴と同様の特徴を有し得るインプラント10Pを示す。インプラント10Pは、図13Aに示すものと同様の関節式上部プレート113を有し、これは、遠位駆動ピン2101Aおよび近位駆動ピン2101Bの周りで遠位ピストン122Aおよび近位ピストン122Bに対して回転する。インプラント10Pは、遠位ピストン122Aおよび近位ピストン122Bを有する。図14A~Cに示すピストン222aおよび222bと同様に、ピストン122Aおよび122Bは、内部上部ロック支持体217を有し得る。インプラント210とは違って、図示の実施形態では、ピストン122Aおよび122Bは、インプラント210の場合と同様にハウジング111に対して回転することはない。その代わりに、図49に示すものと同様の下部ロック支持体20Aおよび20Bは、ハウジング111および2つのピストン122Aおよび122Bに対して回転し、拡張されたインプラントの高さをロックする。このように、前述の実施形態のいくつかの利益を組み合わせて、異なる遠位高さおよび近位高さでロックできるインプラント10Pを提供する。

【0086】

図52A~Fは、インプラント10Rで例示する本発明の代替的な実施形態を示す。この実施形態では、インプラント10Rは、近位ピストン上部プレート2223とは完全に別個とし得る遠位ピストン上部プレート2222を含む。図52B~Dに示すように、2

10

20

30

40

50

つのピストン上部プレート 2 2 2 2 および 2 2 2 3 はそれぞれ、ハウジング 1 1 1 に対して異なる高さに拡張できる。それゆえ、独立して調整可能な上部プレートおよびそれぞれのピストンは、インプラント 1 0 N および 1 0 P の関節式上部プレート 1 1 3 と同様の可変の拡張を達成できる単純な構成を提供する。

【 0 0 8 7 】

一部の実施形態では、ピストン 1 2 2 A および 1 2 2 B などの伸長可能部材は、単一のシリンジまたは他の加圧流体源などの共通のアクチュエータによって作動され得るが、独立した / 異なる高さに上昇するために本明細書で説明したように拘束される。そのような拘束体は、説明したような特定の拘束手段によって、図 5 0 D に示すような共通の上部プレート、またはそれらの組み合わせによって設けられ得る。

10

【 0 0 8 8 】

図 5 2 F に示すように、インプラント 1 0 R は、遠位下部ロック支持体 2 0 A の段付き支持面よりも増分が短い段付き支持面を有し得る近位下部ロック支持体 2 0 B を含み得る。近位ピストン 1 2 2 B の近位上部ロック支持体 (図示せず) の段付き合わせ支持面はまた、遠位ピストン 1 2 2 A の上部ロック支持体の段付き支持面の増分よりも短いとし得る。段付き支持面におけるこのばらつきは、拡張された遠位ピストン上部プレート 2 2 2 2 と拡張された近位ピストン上部プレート 2 2 2 3 との間に、具体的に望まれた拡張高さの差を生じるために設計できる。さらに、拡張高さの差は、拡張量によって変動し得る。この変動は、例えば、椎体間の距離が増加するとともに、適切な一致に必要な前弯量および脊椎孔の開口が増加し得るため、インプラント 1 0 R と椎体との間に前弯の一致を生じるのに有益とし得る。

20

【 0 0 8 9 】

インプラント 1 0 R はまた、ピストンの全周または一部の周りに延在するハウジング 1 1 1 に取り付けられた湾曲ボスまたは環状部材を含み得る垂直拘束体 2 0 0 5 A および 2 0 0 5 B を有し得る。図示の実施形態では、垂直拘束体 2 0 0 5 A および 2 0 0 5 B は、所望の運動範囲で遠位ピストン 1 2 2 A および近位ピストン 1 2 2 B の幅広部分 2 0 0 3 A および 2 0 0 3 B に係合し、ピストンがハウジング 1 1 1 から出ないようにする。このように、これらの垂直拘束体 2 0 0 3 A および 2 0 0 3 B は、遠位および近位上部プレート 2 2 2 2 および 2 2 2 3 の最大垂直運動をハウジング 1 1 1 に対して制限できる。

【 0 0 9 0 】

30

図 5 3 は、さらに別の代替的な実施形態を示す。図 5 3 に示すように、インプラント 1 0 S は、水平の椎骨係合面 2 2 4 0 および角度のつけられた椎骨係合面 2 2 4 2 の双方を有し得る遠位ピストン 1 2 2 A を有し、遠位ピストン 1 2 2 A が、椎骨係合面の角度にばらつきを有し得るようになる。椎骨係合面の角度におけるこれらのばらつきは、前弯または高さを変えられる拡張が望まれるとき、インプラント 1 0 S と椎体との間をより良好に一致させるために有益とし得る。インプラント 1 0 S はまた、高い水平の椎骨係合面 2 2 4 4 および低い水平の椎骨係合面 2 2 4 6 を備える近位ピストン 1 2 2 B を有し、前弯または高さを変えられる拡張が望まれるとき、インプラント 1 0 S と椎体との間の一致を向上させ得る。当業者に認識されるように、これらの可変椎骨係合面の任意の組み合わせを、遠位ピストン 1 2 2 A、近位ピストン 1 2 2 B、関節式上部プレート 1 1 3 またはハウ

40

【 0 0 9 1 】

本発明の特徴を、一对のシリンダー / ピストン / ロック / および関連の特徴で構成されるインプラントに関して説明したが、当業者には、説明した特徴は、単一の組のみを備えるまたは 3 組以上のこれらの特徴を備えるインプラントに含まれ得ることが明らかである。

【 0 0 9 2 】

脊椎への側方アプローチは長くかつ狭小なアプローチであり、外科医が他の器械を使用してケージから固定装置を延在させる能力を制限するため、本発明の例示的な実施形態に関し説明されるような側方ケージインプラントは、本明細書で説明した固定装置を使用す

50

ることにより、特に有利になる（例えば、アクセスがこれほど狭小ではない前方アプローチを用いれば、より容易に行われるように）。しかしながら、当業者に理解されるように、側方アプローチ、およびそれゆえ設計されたケージに関連して特定の追加的な利点が提示されてもよいが、本発明の実施形態による固定装置は、患者の解剖学的構造、または外科医による代替的な伸長手段の使用に対する他の制限にかかわらず、必要な伸展力を生じ得るときに、いずれのアプローチに対しても有利である。

【0093】

本明細書の要素は、ロッキング要素がインプラントを伸長構成にロックするように構成される方法に焦点を合わせた。このロッキング作用は、つぶれた構成に戻すような傾向のあるインプラントに置かれた力に抵抗するが、それは、ロッキング要素が対処する唯一の力ではない。インプラントは、椎体間に挿入されると、横方向の力およびねじりモーメントならびに圧縮力を受ける。ロッキング特徴は、本発明の他の要素と共に、これらの力の全てに抵抗するように設計され、安定的な固定および伸延をもたらすインプラントを提供する。

10

【0094】

部分的または完全な椎間板切除は、通常、本発明の特徴を有する脊椎インプラントを椎体間に挿入する前に、実施される。インプラントは、その非拡張状態において取り入れられて、患者への外傷および神経根への傷害の危険性を最小にして、後方に挿入できるようにする。インプラントは、適所になったら、内側および外側の脊椎矯正の双方をもたらすように拡張できる。インプラントの非拡張高さは、約5～約15mm、典型的には約7mmであり、および非拡張高さの少なくとも130%～約180%まで拡張可能である。一般に、インプラントは、幅が約9～約15mm、典型的には幅が約12mm、および長さが約25～約55mm、典型的には約35mmの長さであり、低侵襲の挿入を容易にし、それにより、患者への外傷および神経根への傷害の危険性を最小にする。

20

【0095】

液圧ライン、およびスラリーまたは液状の骨移植片材料の伝達ラインの取付具、装置、および作動液送達付属品などのインプラントの追加的な詳細は、2006年9月26日出願の米国特許出願公開第11/535,432号明細書、および2007年3月28日出願の米国特許出願公開第11/692,800号明細書（各々、本願明細書に援用する）に見出され得る。

30

【0096】

当然のことながら、様々な構成要素を含むインプラントは、患者の体内で長期間展開できる生体適合性の実質的に非圧縮性材料、例えばPEEKまたはチタン、および好ましくはタイプ6-4チタン合金または他の好適な材料で形成する必要がある。

【0097】

さらに代替的な実施形態では、第1椎体と第2椎体との間に配置する脊椎インプラントは、第1椎体に係合する面を有する関節式プレートを含む第1の部材；第1の部材と協働しかつ第2椎体に係合する面を有する第2の部材；椎体間でのインプラントの展開を容易にする収縮構成と、第2の部材から離れるように第1の部材を延在させて、その面が第1椎体に係合するようにする独立的な伸長構成とをそれぞれ有する近位および遠位に伸長可能な支持要素であって、第1の部材の関節式プレートは、球状突起を介して近位および遠位支持要素に結合される、支持要素；および第1の部材の伸長可能な支持要素と機械的に係合またはインターロックして、第1椎体と第2椎体との間にインプラントを拡張構成でロックするロッキング要素を有するロッキングシステムを含み得る。

40

【0098】

他の代替形態では、第1椎体に係合する第1の面は上部端板を含んでもよく、および第2椎体に係合する第2の面はベースプレートを含む。また、少なくとも1つの上部端板は、伸長可能な支持要素に結合されてそれと協働し得る。関節式プレートが、近位および遠位に伸長可能な支持要素に多軸に結合される。独立的な伸長構成は、第2の部材を超える、異なる高さを含み得る。脊椎インプラントはまた、各伸長可能な支持要素と第2の部材

50

との間で協働する少なくとも1つの垂直拘束体を含み、伸長可能な支持要素の垂直運動を制限し得る。

【0099】

さらなる代替形態では、ロッキングシステムは、複数の相互係合ロッキング要素を含んでもよく、および相互係合ロッキング要素のうちの1つは上部ロック支持部材とし、および相互係合ロッキング要素のうちの別のものは下部ロック支持部材とし得る。上部ロック支持部材は多段式支持面を有し、かつ下部ロック支持部材は、上部ロック支持部材の多段式支持面に係合するように構成された多段式支持面を有し得る。ロッキングアクチュエータは、少なくとも1つの伸長可能部材を伸長させて、上部ロック支持部材と下部ロック支持部材の各多段式支持面を係合させることによって、インプラントを伸長構成にロックするときに、上部ロック支持部材と下部ロック支持部材との間に相対運動を生じるように構成し得る。

10

【0100】

最も実用的かつ特定の好ましい実施形態と現在みなされるものに関連して本発明を説明したが、本発明は、上記の通りの開示の実施形態および代替形態に限定されず、以下の特許請求の範囲内に含まれる様々な修正および等価構成を網羅するものであることを理解されたい。

【0101】

例えば、本明細書で説明したインプラントは作動液によって拡張されるが、他の拡張手段を用いてもよい。例えば、本明細書で説明したねじ機構を用いてインプラント内のシージャッキを拡張させ、隣接する椎骨面に係合させ得る。さらに、インプラントは、患者の椎骨終板によってSECの係合面に加えられる差圧および圧力の強さを記録する荷重すなわち圧力センサーを備え、例えば、コンピュータ制御によって修正信号を生成し、これら信号は、患者の脊椎を再調整するように、例えば外科医によって、またはコンピュータ制御された機構によって使用され得る。本発明は、さらに、センサー信号にリアルタイムでかつ継続的に応答して、これらの調整を行うシステムを含み、インプラントの形状を、患者の脊椎または機構を再整列させるように変化させ得る。好ましくは、そのようなシステムは、インプラントの設置中にピストンの位置を設定するための使用が考えられる。

20

【0102】

本発明の特定の形態を図示しかつ本明細書で説明したが、本発明に様々な修正および改善をなし得ることが明白である。さらに、本発明の実施形態の個々の特徴を、いくつかの図面に示し得るが、当業者は、本発明の一実施形態の個々の特徴を、別の実施形態のいずれかまたは全ての特徴と組み合わせ得ることを認識する。それゆえ、本発明は、図示の特定の実施形態に限定されるものではない。それゆえ、本発明は、従来技術で可能なものと同程度広範囲に添付の特許請求の範囲によって定義される。

30

【符号の説明】

【0103】

9 位置合わせ孔

10、10A、10B、10C、10D、10E、10F、10G、10H、10I、10J、10K、10L、10M、10N、10P、10R、10S インプラント

40

11ハウジング

11A 中心部材

12ハウジングベース

13 上部端板

14 底部端板

15 内部キャビティ

16 シリンダー

17 上部ロック支持体

17A 先行作動する上部ロック支持体

17B 追従する上部ロック支持体

50

1 8	多段式の下部支持面	
1 9	位置合わせ用ボス	
2 0、2 0 c	下部ロック支持体	
2 0 a	3組式の下部ロック支持体	
2 0 A	先行作動する下部ロック支持体	
2 0 b	相互組合せ用下部ロック支持体	
2 0 B	追従する下部ロック支持体	
2 1、2 1 a	多段式の上部支持面	
2 1 b	相互組合せ用上部支持面	
2 1 c	傾斜支持面	10
2 2	ピストン	
2 3	シール部材	
2 4	底部端板の上面	
2 5	ロックングアクチュエータチャンネル	
2 6、2 6 c	ロックングアクチュエータ	
2 7	アーチ形スロット	
2 8	ロックングアクチュエータ伝達要素	
2 9 a、2 9 c	伝達要素タブ	
3 0	スプリングロックングアクチュエータの前方端部	
3 1	外壁	20
3 2	前端ノーズ	
3 3	送達用ボス	
3 4	側部先細面	
3 5	上部先細面	
3 6	底部先細面	
3 7	送達具固定装置	
3 8	ロック解除ポート	
4 0	側面開口部	
4 1	圧力チャンネル	
4 2	ロックングアクチュエータ開口部	30
4 4	ストラット	
4 5	シール用ボス	
4 6	下部位置合わせ面	
4 7、4 7 a、4 7 b	上部位置合わせ面	
5 0、5 0 a	ロック支持ストップ	
5 0 b	相互組合せ用ストップ	
5 2	下部ロックストップレリーフ	
5 3、5 4	抑制タブ	
6 0	骨係合固定装置	
6 0 A	スパイク	40
6 0 B	ブレード	
6 0 C	かかりの付いたスパイク	
6 2	先端	
6 3	側方骨係合固定装置	
6 4	ねじ部材	
6 5	固定装置	
6 6	上部端板	
6 8	孔	
7 0	ねじ表面	
7 1	ねじ山	50

7 2	骨係合部材	
7 4	上部ピストン	
7 6	上部ピストンシール	
7 8	中間シリンダー	
8 0	ロッキングアクチュエータ案内チャンネル、中間ピストン	
8 2	上部ロック支持体	
8 4、8 6	下部ロック支持体	
8 8	上部骨係合面	
9 0	円錐状固定装置	
9 2	ペローズ	10
9 3	カム押し上げ機構	
9 4	ペローズオリフィス	
9 5	カム面	
9 6	カム	
9 7	上面	
9 8	回転シャフト	
9 9	シャフト支持体	
1 1 0	インプラント	
1 1 1	ハウジング	
1 1 3	関節式上部端板	20
1 1 7	上部ロック支持体	
1 2 0	下部ロック支持体	
1 2 2 a	遠位ピストン	
1 2 2 b	近位ピストン	
1 3 7	圧力入力ポート	
1 3 8	ロックおよびロック解除アクセスポート	
1 6 0	送達具固定装置	
1 7 0	ウォーム歯車	
1 7 2	押し上げねじ	
1 7 4	下部押し上げねじ山	30
1 7 6	伝達歯車	
1 7 8	シャフト入力端部	
1 8 0	上部押し上げナット	
1 8 2	上部押し上げねじ山	
1 8 6	支持用ボス	
1 8 8	ハウジングベアリング	
1 9 3	ねじ押し上げ機構	
2 0 2	リンキング要素、リンク	
2 0 4	取付溝	
2 0 6	リンクピン	40
2 0 8	チャンネルカバー	
2 1 0	インプラント、リンクチャンネル	
2 1 1	ハウジング	
2 1 2、2 1 2 a	ロック解除用つなぎ綱	
2 1 3	境界上部プレート	
2 1 4	ロック解除用つなぎ綱の近位端部	
2 1 6	内部シリンダー、ロック解除ポート	
2 1 7	上部ロック支持体	
2 1 8	下部支持面	
2 2 0	下部ロック支持体、歯車付きの底面	50

2 2 1	上部支持面	
2 2 2	ピストン、ロッキングポート	
2 2 2 a、b	回転ピストン	
2 2 3	シール	
2 2 4	シャフト	
2 2 6 A、2 2 6 B	スレッドギヤ	
2 2 8	鍵付き頭部	
2 3 0	係合ピン	
2 3 2	受けスロット	
2 3 8	圧力入力ポート	10
2 4 6	下部位置合わせ面	
2 4 7	上部位置合わせ面	
2 7 0	ピストン捕捉プレート	
2 7 1	ピストンヘッド	
2 7 3	下部保持形体	
3 1 0	インプラント	
3 1 1	ハウジング	
3 1 3	上部端板	
3 1 4	ベース	
3 1 7	上部ロック支持体	20
3 2 0	下部ロック支持体	
3 2 2	ピストン	
4 1 0	インプラント	
4 1 1	ハウジング	
4 1 2	ベース	
4 1 3	上部端板	
4 1 6	シリンダー	
4 1 7	上部ロック支持体	
4 2 0	下部ロック支持体	
4 2 2	ピストン	30
5 1 0	インプラント	
5 1 2	ベース	
5 1 3	上部端板	
5 1 7	爪	
5 1 8	自由端部	
5 2 0	凹部	
5 2 1	ラチェット	
5 2 2	ピストン	
6 1 0	インプラント	
6 1 7	爪	40
6 1 8	歯	
6 2 1	ラチェット	
7 1 0	インプラント	
7 1 1	ハウジング	
7 1 7	上部ロック支持体	
7 1 8	支持面	
7 2 1	凹状支持面	
7 2 2	ピストン	
7 7 5	上部ロック支持拘束体	
8 1 7	上部ロック支持体	50

8 1 8	支持面	
8 2 0	下部ロック支持体	
8 2 1	上部支持面	
9 1 7	上部ロック支持体	
9 1 8	支持面	
9 2 0	下部ロック支持体	
9 7 0	上部ロッククリアランス開口部	
1 0 1 7	上部ロック支持体	
1 0 1 8	支持面	
1 0 2 0	下部ロック支持体	10
1 0 2 1	上部支持面	
1 0 7 0	旋回ピン	
1 0 7 1	爪	
1 1 1 7	上部ロック支持体	
1 1 1 8	支持面	
1 1 2 0	下部ロック支持体	
1 2 1 7	上部ロック支持体	
1 2 1 8	支持面	
1 2 2 0	下部ロック支持体	
1 2 2 1	支持面	20
1 2 7 0	旋回顎	
1 2 7 3	グリップベース延長部	
1 3 1 7	上部ロック支持体	
1 3 1 8、	1 3 2 1 支持面	
1 3 2 0	下部ロック支持体	
1 4 1 7	上部ロック支持体	
1 4 1 8	外部支持面	
1 4 2 0	下部ロック支持体	
1 4 2 1	支持面	
1 4 7 0	端部	30
1 5 1 7	上部ロック支持体	
1 5 1 8	下部支持面	
1 5 2 0	下部ロック支持体	
1 5 2 1	上部支持面	
1 5 7 0	上部ロッククリアランス開口部	
1 6 1 7	上部ロック支持体	
1 6 1 8、	1 6 2 1 支持面	
1 6 2 0	下部ロック支持体	
1 7 1 7	上部ロック支持体	
1 7 1 8	下部支持面	40
1 7 2 0	下部ロック支持体	
1 7 2 1	上部支持面	
1 7 2 2	ピストン	
1 8 1 0	インプラント	
1 8 1 1	ハウジング	
1 8 1 3	上部プレート	
1 8 1 4	底部プレート	
1 8 1 6	シリンダー	
1 8 1 7	上部ロッキング部材	
1 8 1 8、	1 8 2 1 支持面	50

- 1820 下部ロック部材
- 1822 ピストン
- 1910、1910a インプラント
- 1917、1917a 上部ロック部材
- 1918、1918a 支持面
- 1919a 係合解除面
- 1920、1920a 下部ロック部材
- 1921、1921a ロッキング面
- 1970、1970a 溝
- 2001A、2001B 球状突起
- 2002A、2002B 合わせポケット
- 2003A、2003B 垂直拘束体、幅広部分
- 2004A、2004B チャンネル
- 2005A、2005B 狭小部分、垂直拘束体
- 2006A、2006B 分割リング
- 2101A 遠位枢動ピン
- 2101B 近位枢動ピン
- 2222 遠位ピストン上部プレート
- 2223 近位ピストン上部プレート
- 2240、2244 水平の椎骨係合面
- 2242、2246 角度のつけられた椎骨係合面

10

20

【図1】

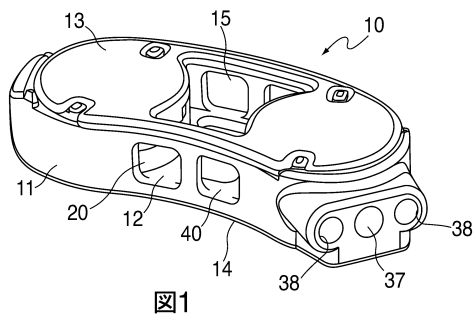


図1

【図3】

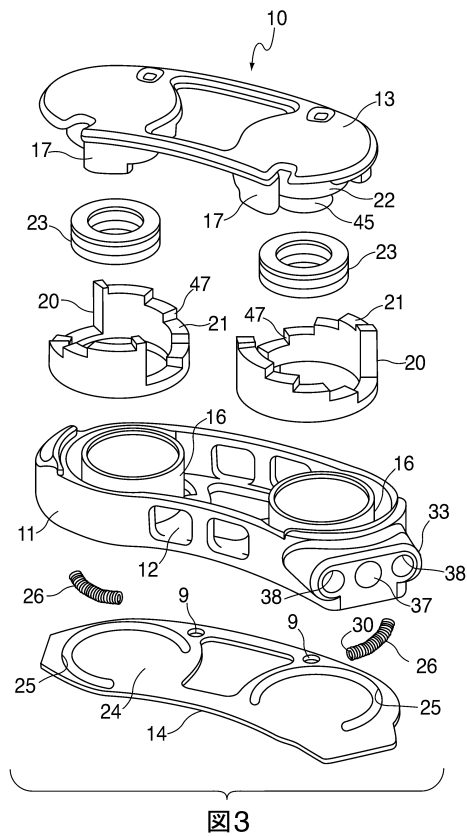


図3

【図2】

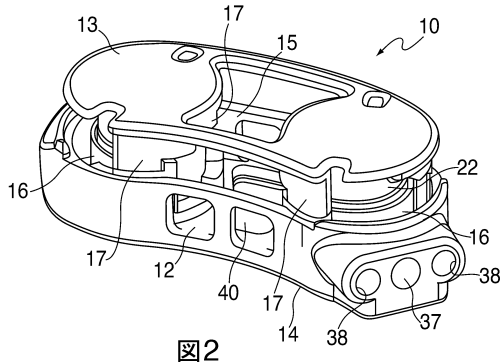


図2

【 図 4 】

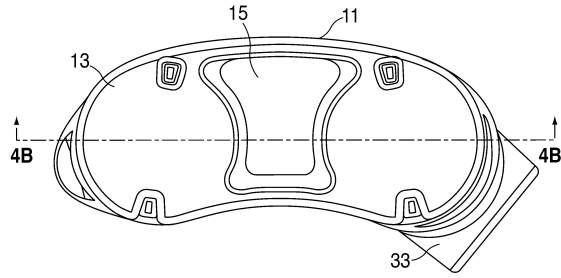


図4A

【 図 5 】

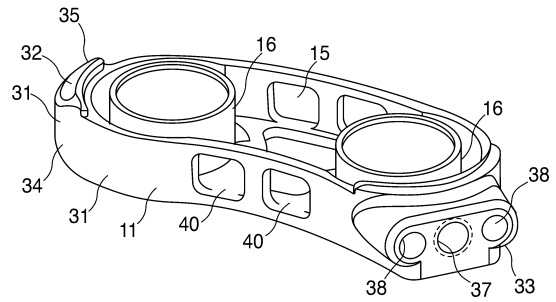


図5A

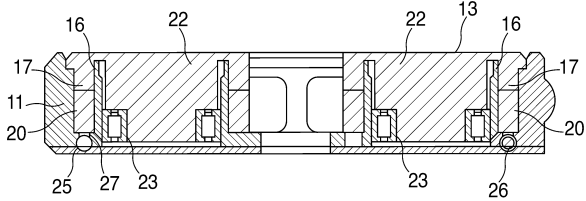


図4B

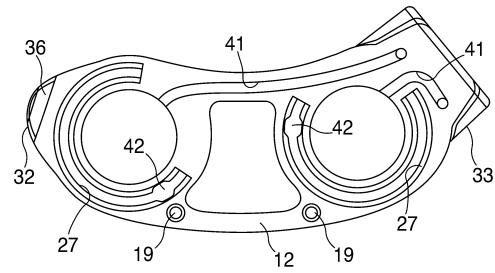


図5B

【 図 6 】

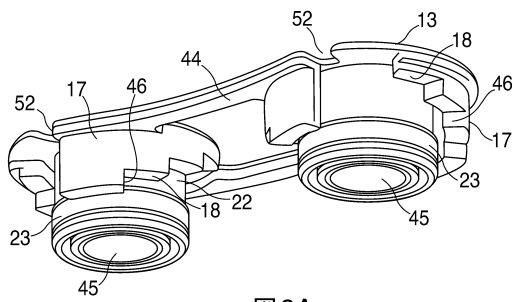


図6A

【 図 7 】

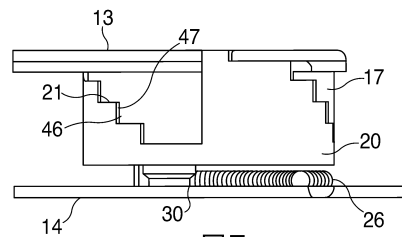


図7

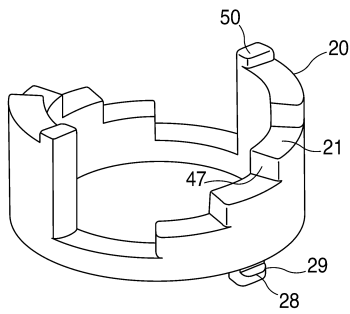


図6B

【 図 8 】

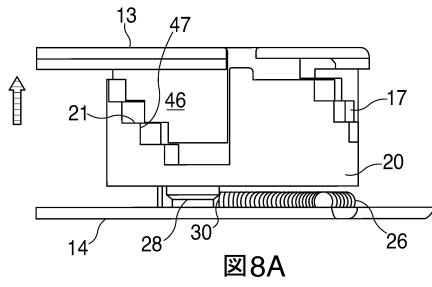


図8A

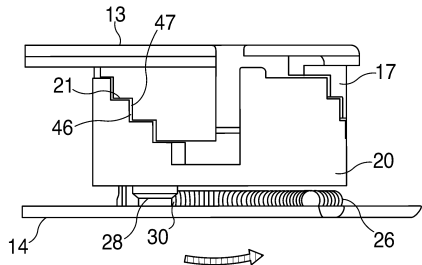


図8B

【 図 9 】

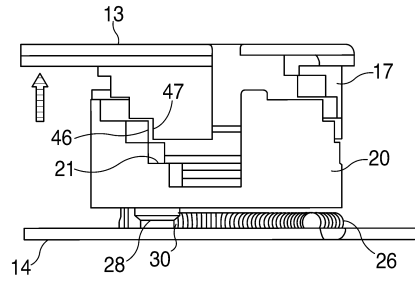


図9A

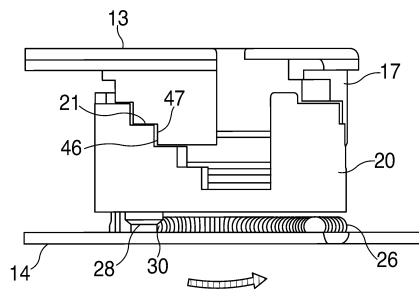


図9B

【 図 10 】

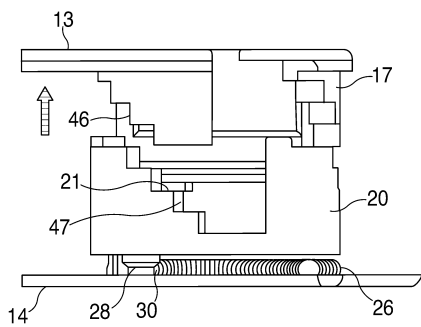


図10A

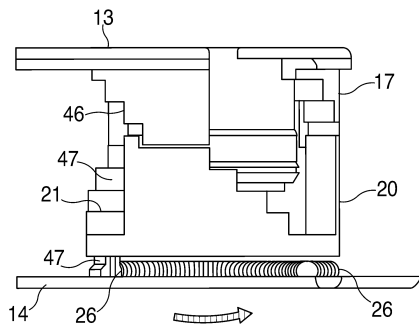


図10B

【 図 11 】

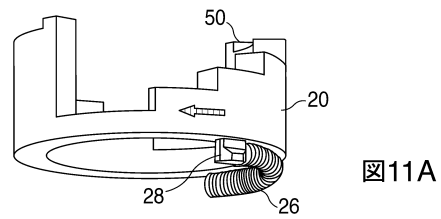


図11A

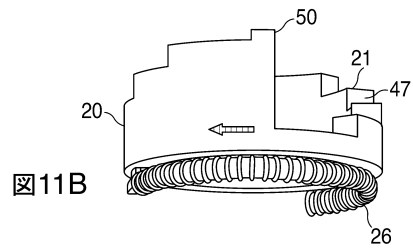


図11B

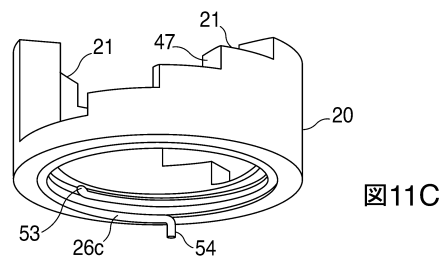
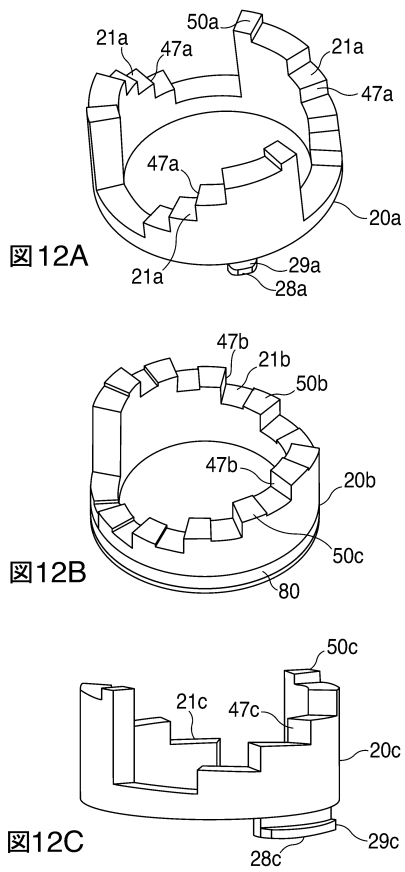
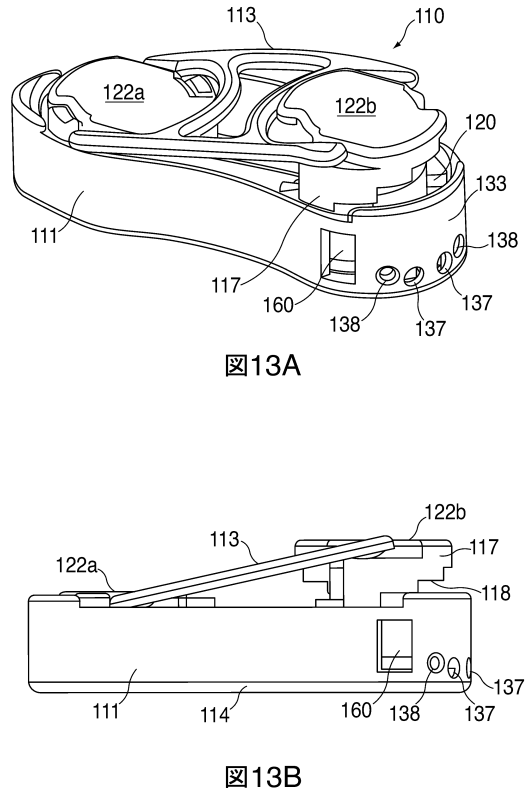


図11C

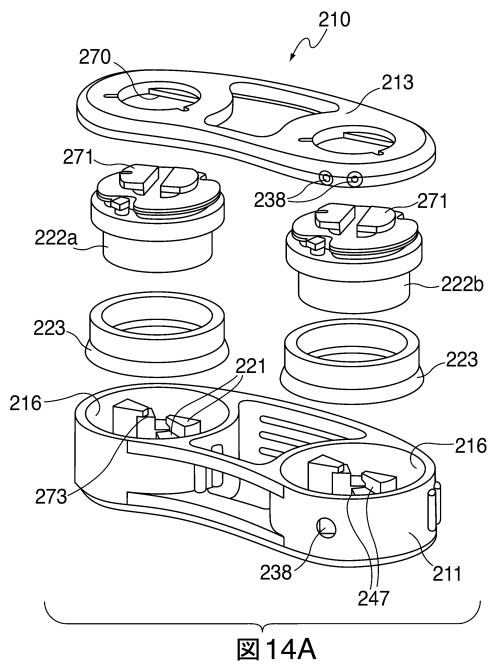
【 図 1 2 】



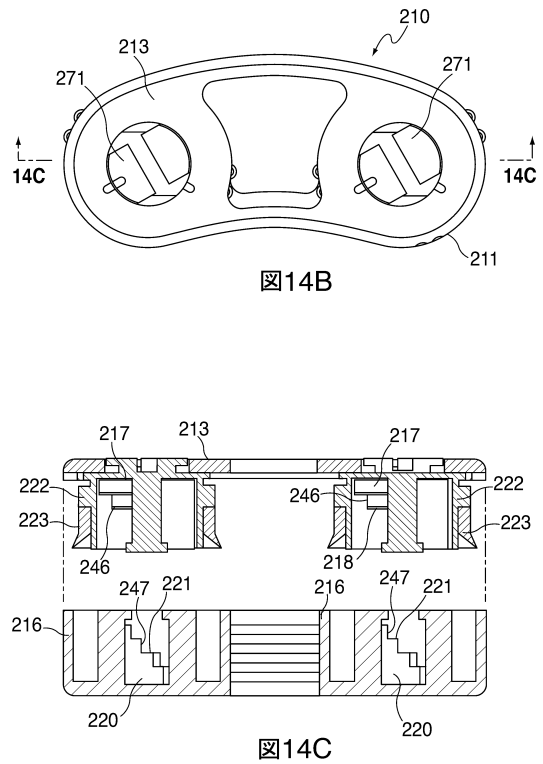
【 図 1 3 】



【 図 1 4 - 1 】



【 図 1 4 - 2 】



【 図 1 5 】

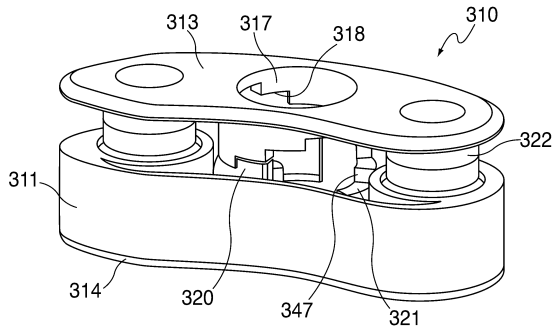


図15

【 図 1 7 】

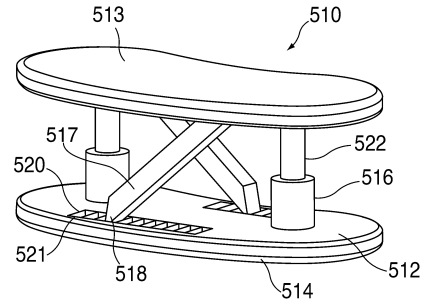


図17

【 図 1 6 】

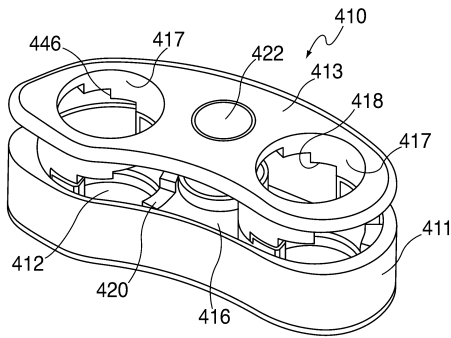


図16

【 図 1 8 】

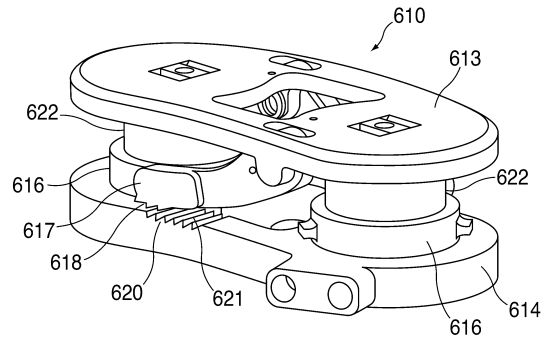


図18

【 図 1 9 】

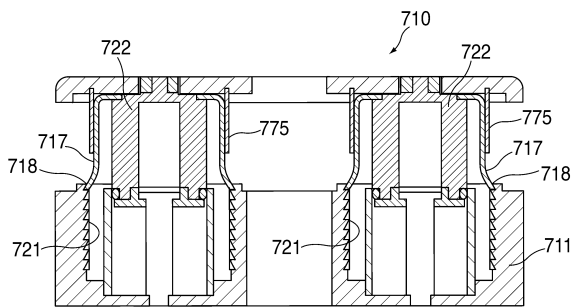


図19

【 図 2 1 】

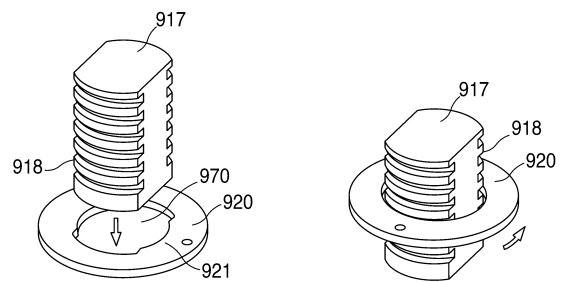


図21A

図21B

【 図 2 0 】

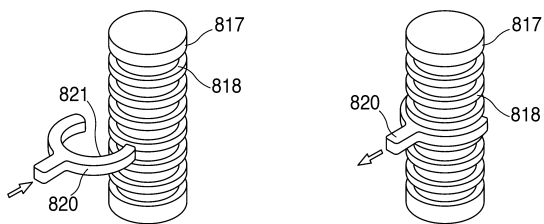


図20A

図20B

【 図 2 2 】

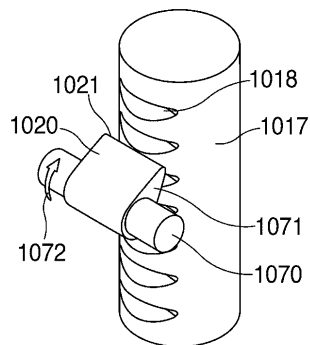
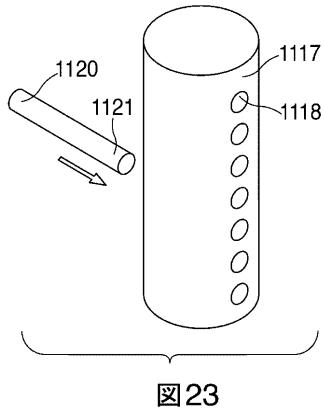
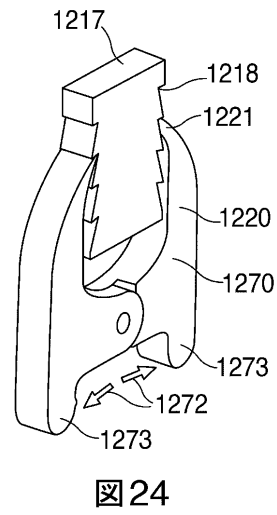


図22

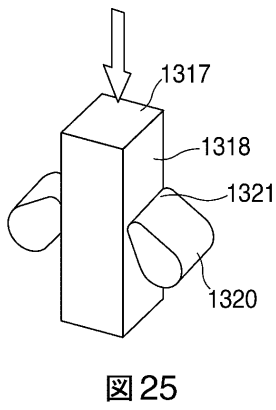
【 図 2 3 】



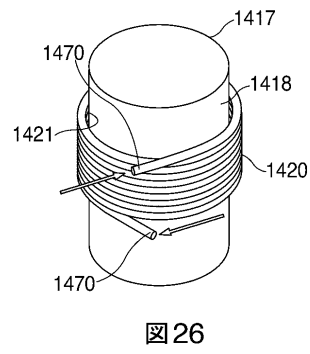
【 図 2 4 】



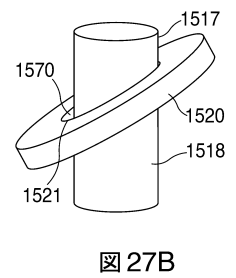
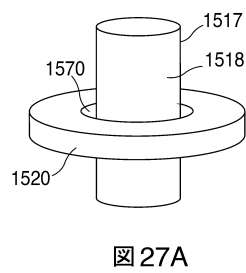
【 図 2 5 】



【 図 2 6 】



【 図 2 7 】



【 図 2 8 】

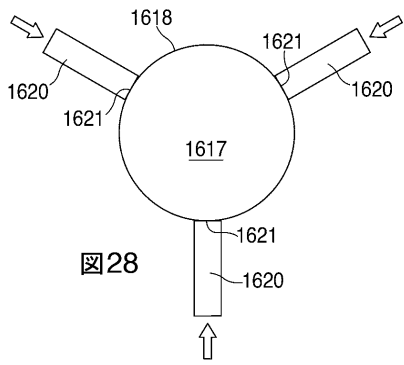


図 28

【 図 2 9 】

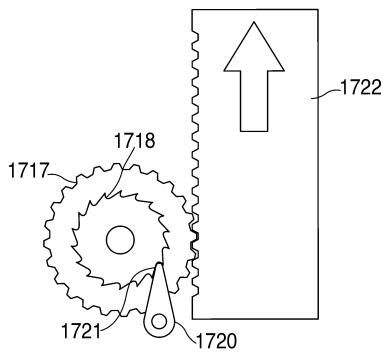


図 29

【 図 3 0 】

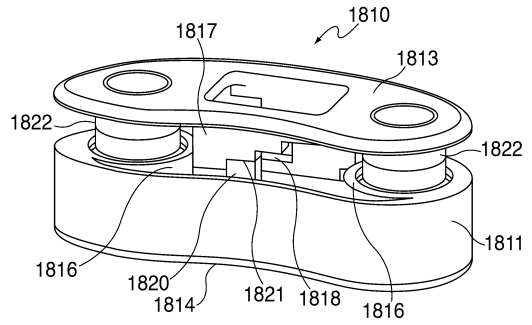


図 30

【 図 3 1 - 1 】

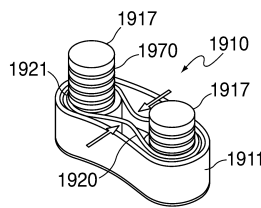


図 31A

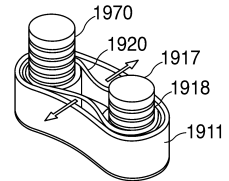


図 31B

【 図 3 1 - 2 】

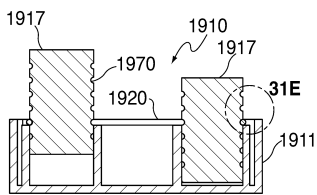


図 31C

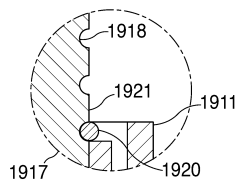


図 31E

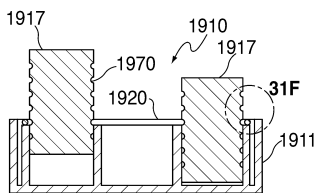


図 31D

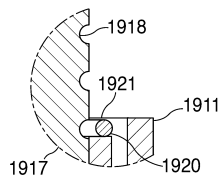


図 31F

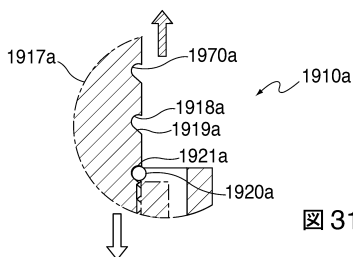


図 31G

【 図 3 2 】

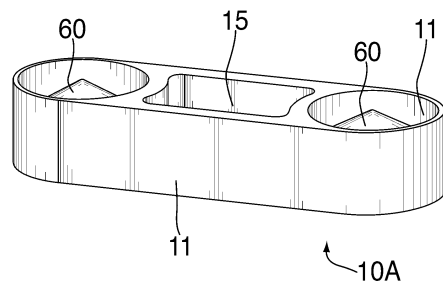


図 32A

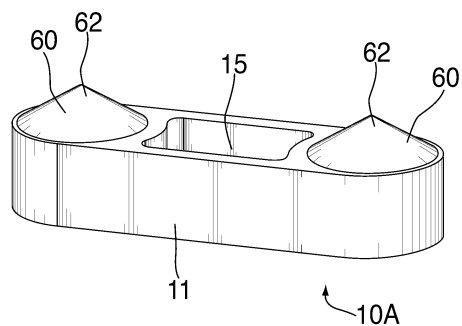


図 32B

【 図 3 3 】

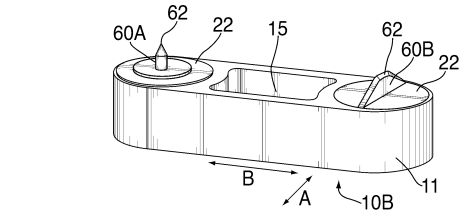


図33A

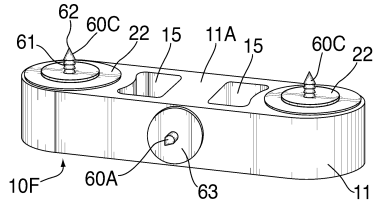


図33B

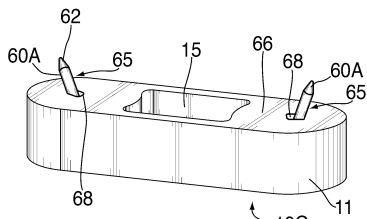


図33C

【 図 3 4 】

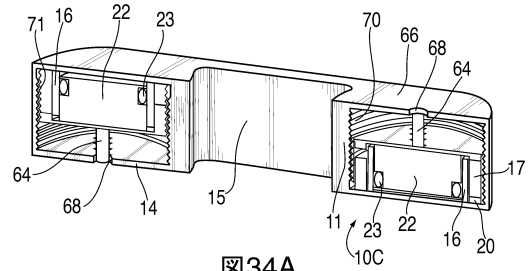


図34A

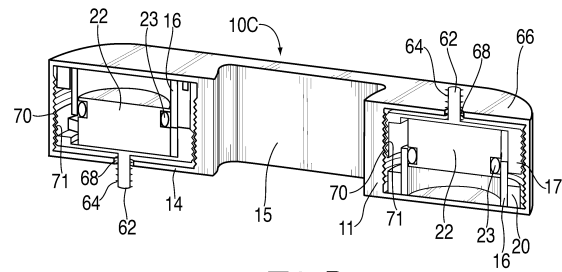


図34B

【 図 3 5 】

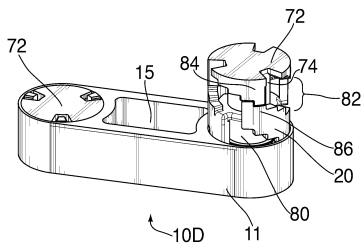


図35A

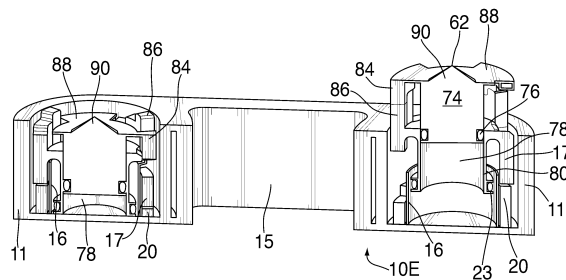


図35B

【 図 3 6 - 1 】

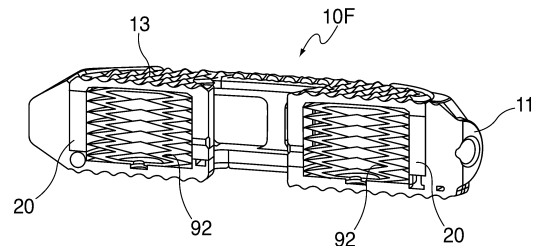


図36A

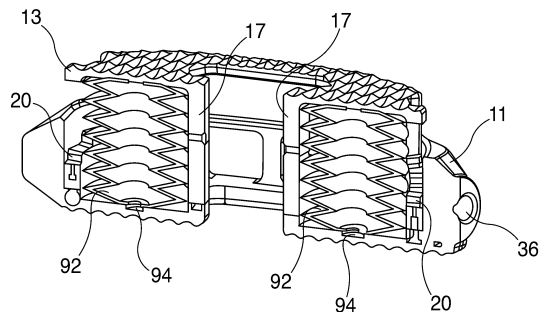


図36B

【 図 36 - 2 】

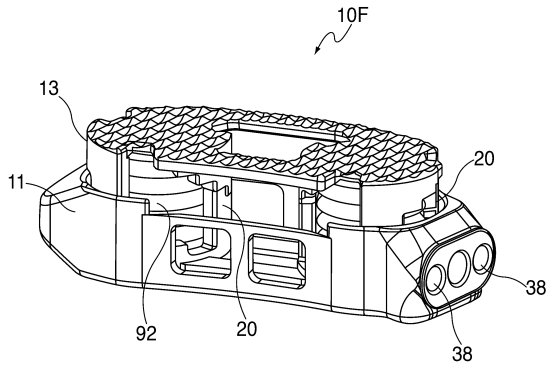


図 36C

【 図 37 】

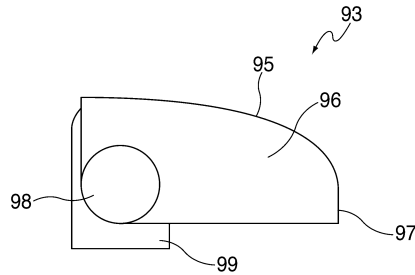


図 37A

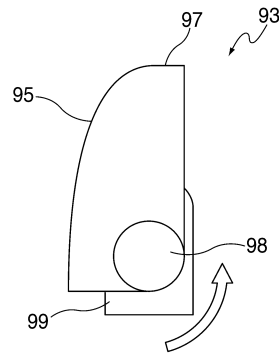


図 37B

【 図 38 】

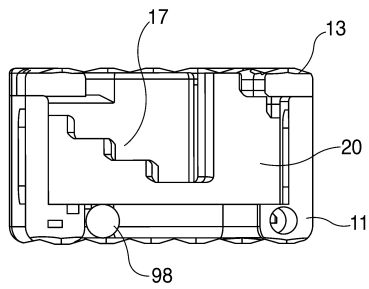


図 38A

【 図 39 】

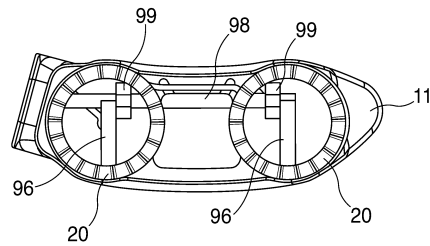


図 39A

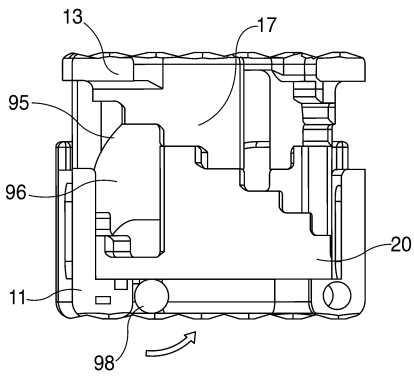


図 38B

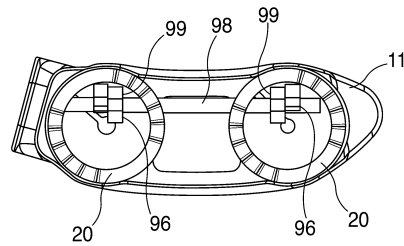


図 39B

【 図 4 0 】

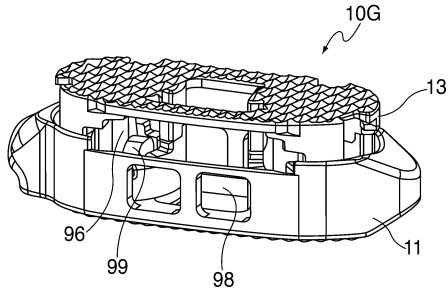


図 40

【 図 4 2 】

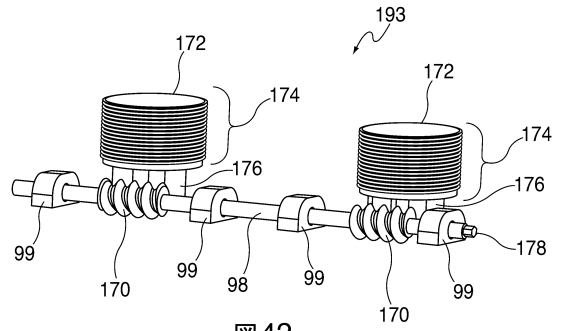


図 42

【 図 4 1 】

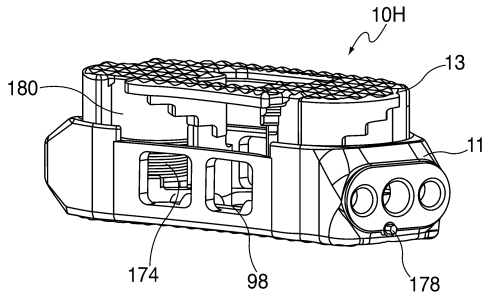


図 41

【 図 4 3 A 】

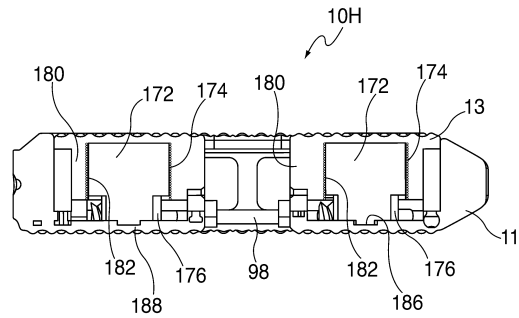


図 43A

【 図 4 3 B 】

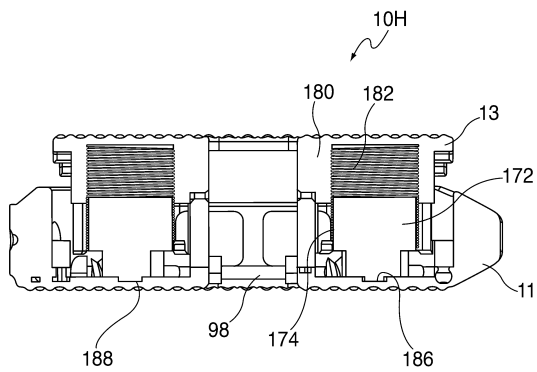


図 43B

【 図 4 4 】

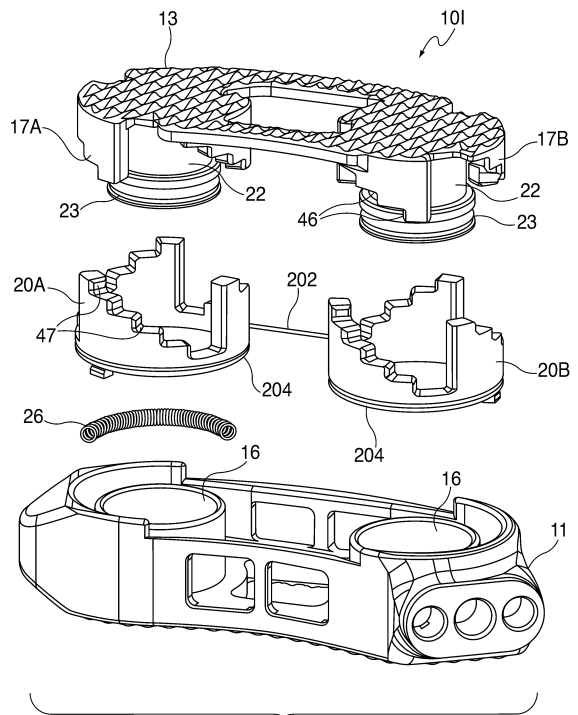
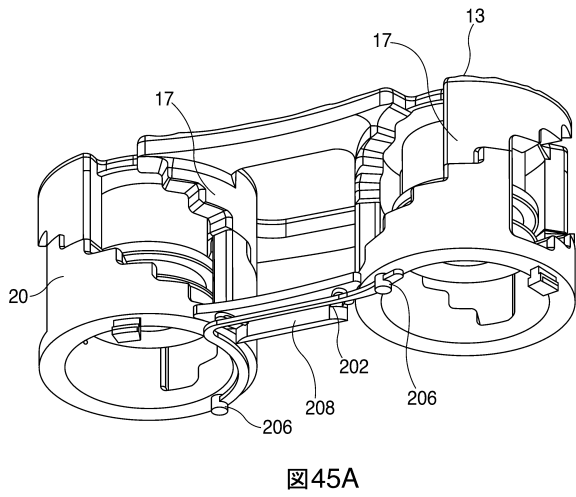
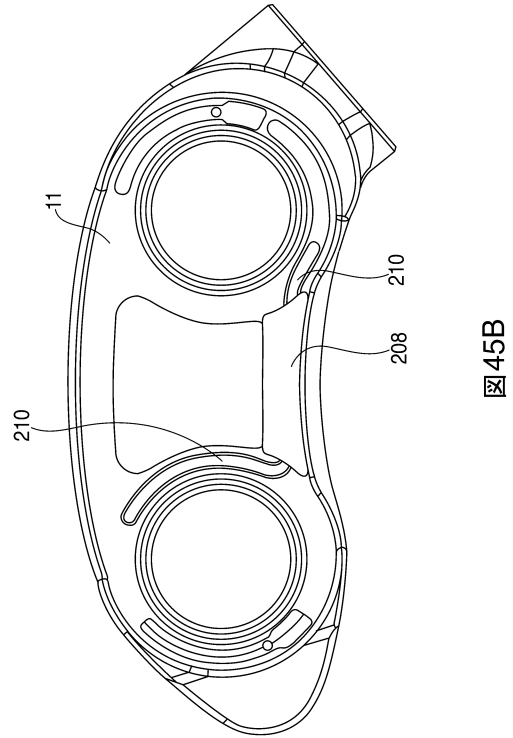


図 44

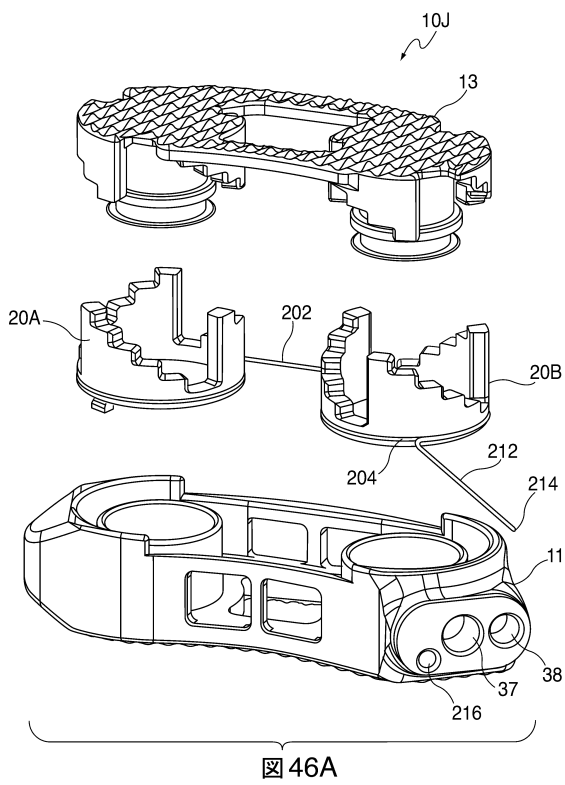
【 図 4 5 A 】



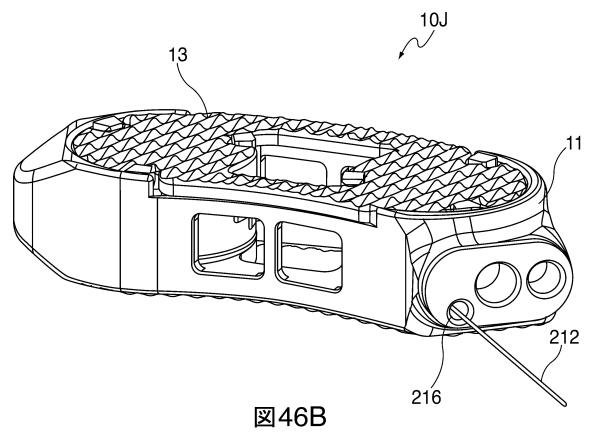
【 図 4 5 B 】



【 図 4 6 A 】



【 図 4 6 B 】



【 図 46 C 】

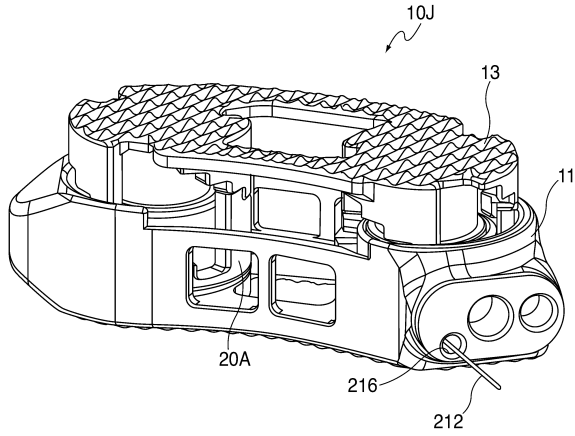


図46C

【 図 47 】

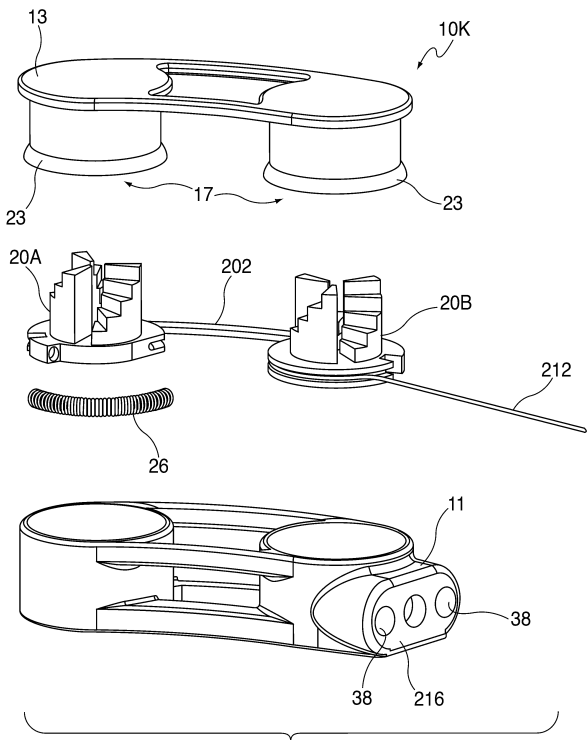


図47

【 図 48 】

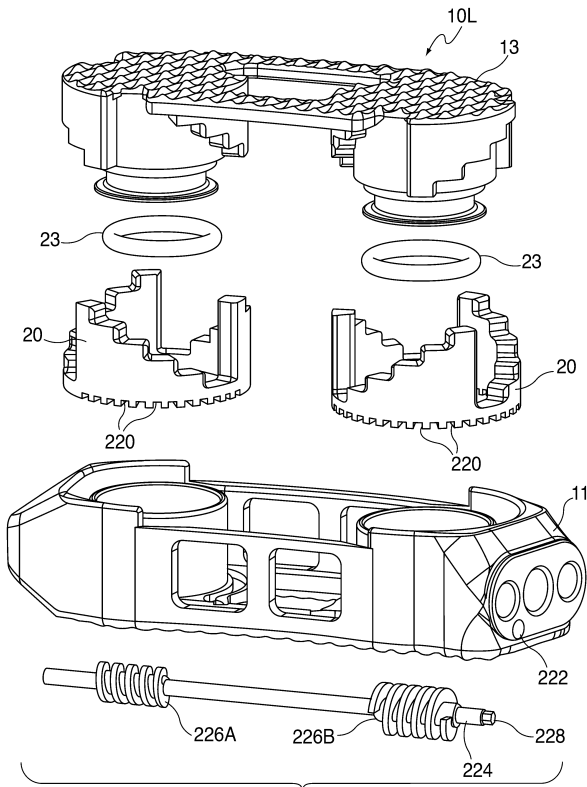


図48

【 図 49 】

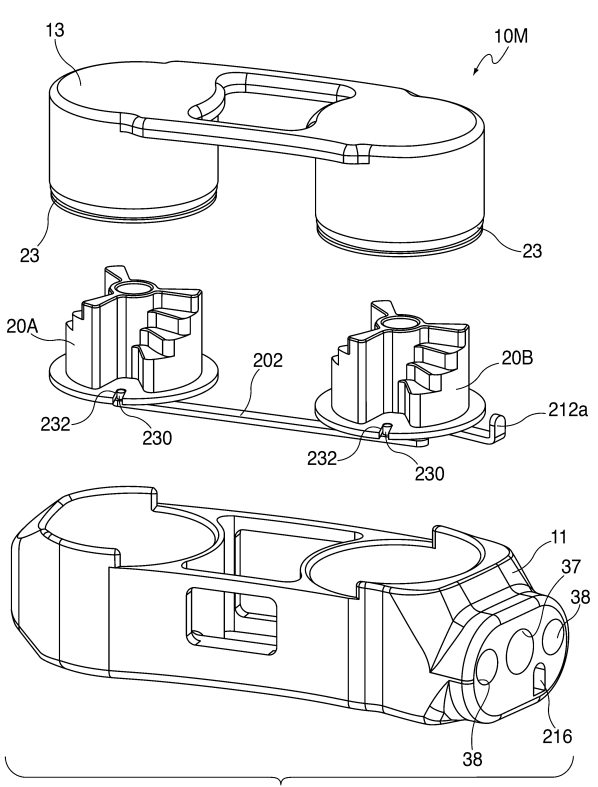


図49

【 図 5 0 - 1 】

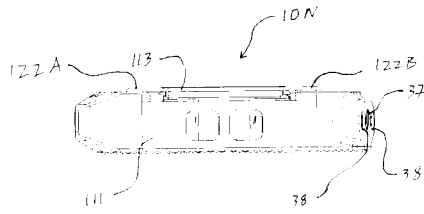


図50A

【 図 5 0 - 2 】

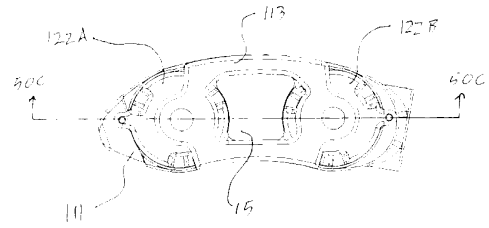


図50C

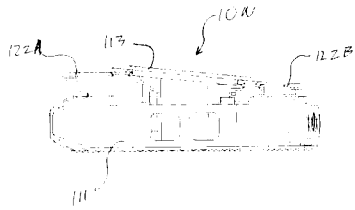


図50B

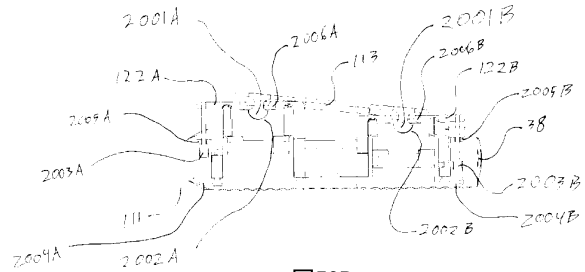


図50D

【 図 5 1 】

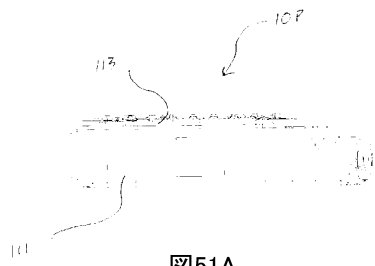


図51A

【 図 5 2 - 1 】

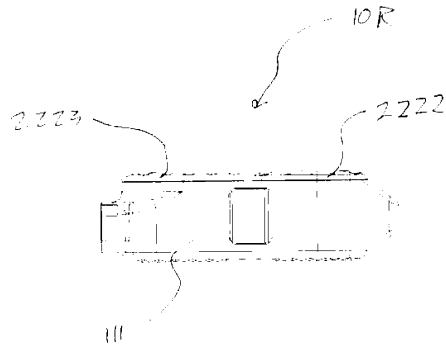


図52A

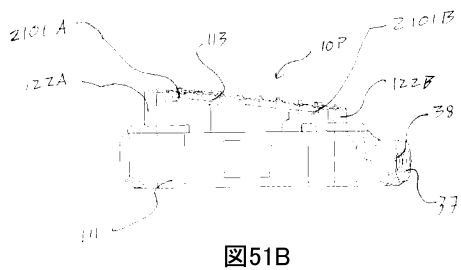


図51B

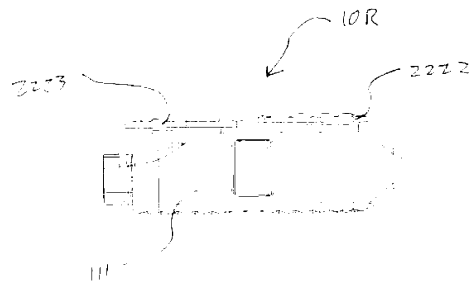


図52B

【 図 5 2 - 2 】

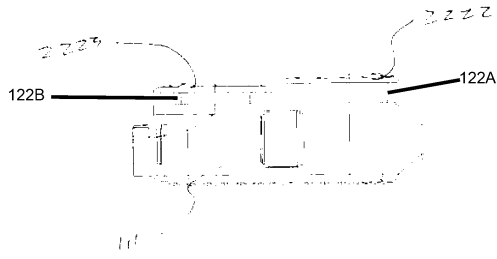


図52C

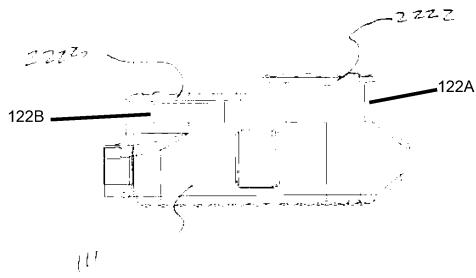


図52D

【 図 5 2 - 3 】

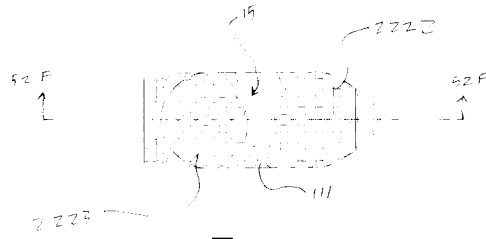


図52E

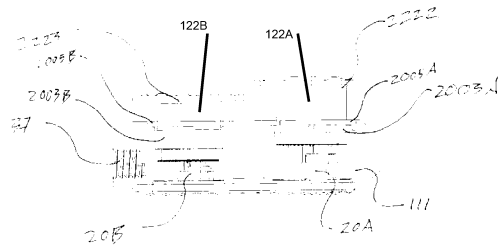


図52F

【 図 5 3 】

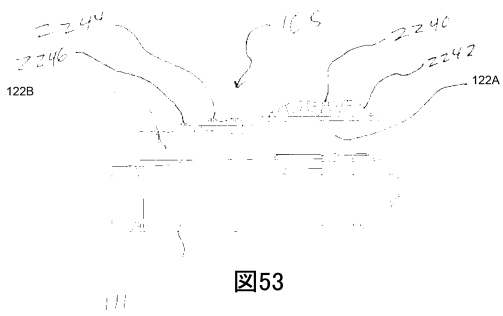


図53

フロントページの続き

- (72)発明者 フィリップ ジェイ・シンプソン
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 6 3 , レッドウッドシティー , ミドルフィールドロード 2 6 8 4 , スイート エイ
- (72)発明者 ウォルター ディーン ガレスピー
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 6 3 , レッドウッドシティー , ミドルフィールドロード 2 6 8 4 , スイート エイ
- (72)発明者 ダミアン ジェイ・シュロック
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 6 3 , レッドウッドシティー , ミドルフィールドロード 2 6 8 4 , スイート エイ
- (72)発明者 ムラリ カダバ
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 6 3 , レッドウッドシティー , ミドルフィールドロード 2 6 8 4 , スイート エイ
- (72)発明者 デイヴィッド ジー・マツウラ
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 6 3 , レッドウッドシティー , ミドルフィールドロード 2 6 8 4 , スイート エイ
- (72)発明者 ジョージ エイ・マンフィールド サード
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 6 3 , レッドウッドシティー , ミドルフィールドロード 2 6 8 4 , スイート エイ
- (72)発明者 トーマス グロツツ
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 6 3 , レッドウッドシティー , ミドルフィールドロード 2 6 8 4 , スイート エイ
- (72)発明者 ルーディー プレッティ
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 6 3 , レッドウッドシティー , ミドルフィールドロード 2 6 8 4 , スイート エイ
- (72)発明者 デニス クランドール
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 6 3 , レッドウッドシティー , ミドルフィールドロード 2 6 8 4 , スイート エイ

審査官 安田 昌司

- (56)参考文献 特表2012-511408(JP, A)
国際公開第2011/011609(WO, A2)
米国特許出願公開第2013/0253650(US, A1)
米国特許出願公開第2007/0093901(US, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61F 2/44